# Modélisation biomécanique de la hanche dans le risque de fracture du fémur proximal

Erwan Jolivet

▶ **To cite this version:**

Erwan Jolivet. Modélisation biomécanique de la hanche dans le risque de fracture du fémur proximal. Sciences de l'ingénieur [physics]. Arts et Métiers ParisTech, 2007. Français. NNT : 2007ENAM0019 . pastel-00003206

**HAL Id: pastel-00003206**
**https://pastel.hal.science/pastel-00003206**

Submitted on 17 Dec 2007

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

N°: 2007 ENAM 0019

Ecole doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur

# T H È S E

pour obtenir le grade de

# Docteur
de
# l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité "Biomécanique"

*présentée et soutenue publiquement*

*par*

**Erwan JOLIVET**

le 30 Août 2007

# MODÉLISATION BIOMÉCANIQUE DE LA HANCHE DANS LE RISQUE DE FRACTURE DU FÉMUR PROXIMAL

*Directeur de thèse :* ***Jean-Denis Laredo***

*Codirectrice de thèse :* ***Wafa Skalli***

Jury :

**André BRIGUET**, Professeur, LRMN MIB , Lyon..... Président
**Alain COMBESCURE**, Professeur, LaMCos, INSA, Lyon..... Examinateur
**Lalaonirina RAKOTOMANANA RAVELONARIVO**, Professeur, IRMAR, Rennes ..... Rapporteur
**Jean-Yves LAZENNEC**, Professeur, CHU Pitié-Salpétrière, Paris..... Rapporteur
**Pierre CARLIER**, Docteur, Institut de Myologie, Paris..... Examinateur
**Thierry HOC**, Maître de Conférences, LMSSMat, Ecole Centrale, Paris ..... Examinateur
**Jean Denis LAREDO**, Professeur, CHU Lariboisière Saint-Louis, Paris..... Examinateur
**Wafa SKALLI**, Professeur, LBM, ENSAM, Paris ..... Examinateur

**Laboratoire de Biomécaniques**
*ENSAM, CER de Paris*

*L'ENSAM est un Grand Etablissement dépendant du Ministère de l'Education Nationale, composé de huit centres :*
*AIX-EN-PROVENCE ANGERS BORDEAUX CHÂLONS-EN-CHAMPAGNE CLUNY LILLE METZ PARIS*

*« C’est le devoir de chaque homme de rendre*
*au moins autant qu’il a reçu »*
*A. Einstein*

# REMERCIEMENTS

Mes premiers remerciements se tournent vers le Professeur Laredo pour avoir dirigé ces travaux de thèse et m'avoir accueilli au sein du Laboratoire de Radiologie Expérimentale (LRE). Vos conseils, vos réflexions toujours pertinentes et vos encouragements ont été un plus indéniable pour avancer. Je remercie également le Professeur Wafa Skalli, directrice du Laboratoire de Biomécanique (LBM), qui a codirigé ses travaux et m'a transmis sa passion pour la recherche. Vos encouragements dans les moments de doute, votre enthousiasme et vos conseils avisés n'ont pas de valeur.

Je tiens à saluer chaleureusement Vincent Pomero qui m'a transmis son enthousiasme pour la biomécanique lors de mon DEA au LBM de par sa simplicité d'accès et m'a permis de littéralement m' « éclater » intellectuellement lors de cette thèse.

J'exprime également mon profond attachement à dominique Bonneau pour tout le travail de pédagogie qu'il a accompli au Laboratoire de biomécanique pour nous transmettre son savoir, et cela toujours dans la bonne humeur. Et merci Yoann pour avoir pris le temps de répondre a toutes mes interrogations malgré sa charge de travail toujours importante.

Je remercie vivement Edouard Daguet et Natacha Dahlmen, radiologues au service du Professeur Laredo à l'hôpital Lariboisière, pour votre apport dans ces travaux et votre implication. Ces travaux sont le résultat de cette collaboration entre le monde de la clinique et celui des ingénieurs.

Je n'oublie pas non plus Sébastien Laporte, David Mitton, Valérie Bousson et Catherine Bergot. Leur présence dans des moments difficiles et les discussions engagées m'ont permis de ne pas lâcher prise.

Et bien sur, comment ce travail aurait pu aboutir sans Vanessa Valminos, Sabrina Jean Joseph, Soraya Garcia et Christophe Canu, membre du secrétariat du LBM et épine dorsale du bon fonctionnement du laboratoire et qui parviennent toujours à trouver une solution à des situations inextricables. Il ne faut pas oublier Mohamed Marhoum, avec ses emails d'un autre monde, sa bonne humeur et surtout sa tenue irréprochable de la bibliothèque du LBM. Et je n'oublie pas Elizabeth Prouteau, la fée informatique.

Également un grand merci aux membres du secrétariat du professeur Laredo à l'hôpital Lariboisière pour leur efficacité remarquable et leur disponibilité malgré leur charge de travail importante.

Enfin, une pensée à toutes les personnes qui ont partagé mon bureau au LBM, hélène, émilie, ingrid, céline, xavier et toutes celles qui se sont arrêtées dans ce bureau pour un brin de causette et sans qui, tous ces jours de travail acharné n'auraient pas eu la même saveur.

Et pour finir, que serions nous sans toute cette convivialité qui caractérise aussi bien le LBM que le LRE. La liste serait longue, mais merci à tous pour ces moments partagés dans la bonne humeur…..je ne peux tous vous citer mais le cœur est là.

Mais je ne serais jamais arrivé à la fin de cette thèse sans le soutien de ma Vanessa, qui m'a supporté, surtout durant ces derniers moments les plus intenses.

Enfin, mes dernières pensées vont pour mes parents qui m'ont toujours soutenu et encourager.

# SOMMAIRE

INTRODUCTION 1

CONTEXTE D'ÉTUDE ET ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE 5

**CHAPITRE 1: CONTEXTE D'ÉTUDE 7**

1.1. INTRODUCTION 7
1.2. ANATOMIE DE LA HANCHE 7
1.2.1. Les Structures Osseuses 7
1.2.2. Le tissu musculaire strié squelettique 9
1.2.3. Les muscles de la hanche 9
1.2.4. La graisse sous cutanée 12
1.2.5. La peau 13
1.2.6. Le tissu osseux 13
1.3. LA FRACTURE DE L'ÉXTRÉMITÉ SUPÉRIEURE DU FÉMUR 14
1.3.1. L'ostéoporose et les fractures de l'extrémité supérieure du fémur 14
1.4. ÉVALUATION DU RISQUE DE FRACTURES DE L'EXTRÉMITÉ SUPÉRIEURE DU FÉMUR 15
1.4.1. La densité minérale osseuse 15
1.4.2. Muscles, tissus mous et évaluation du risque de fracture 16
1.5. APPORT DE LA MODÉLISATION NUMÉRIQUE DANS L'ÉVALUATION DU RISQUE DE FRACTURE 18
1.6. L'IMAGERIE DES TISSUS MOUS 18
1.6.1. Le CT-scan 19
1.6.2. L'imagerie par résonance magnétique 20
1.7. INTERÊT DE L'ÉVALUATION QUANTITATIVE MUSCULAIRE 21
1.8. SYNTHÈSE ET OBJECTIFS DE LA THÈSE 22

**CHAPITRE 2: REVUE DE LITTÉRATURE : ÉVALUATION QUANTITATIVE MUSCULAIRE 25**

2.1. INTRODUCTION 25
2.2. LA GÉOMÉTRIE MUSCULAIRE 25
2.2.1. La section musculaire 29
2.2.2. Le volume musculaire 29
2.2.3. Reconstruction tridimensionnelle du muscle squelettique 30
2.3. LA QUALITÉ DU TISSU MUSCULAIRE 31
2.4. VARIATION DE LA QUALITE MUSCULAIRE ENTRE ET DANS LES GROUPES MUSCULAIRES 37
2.5. CONCLUSION 37

**CHAPITRE 3: REVUE DE LITTÉRATURE : ABSORPTION DE L'ÉNERGIE D'IMPACT 39**

3.1. ABSORPTION DE L'ÉNERGIE D'IMPACT 39
3.1.1. Importance de l'absorption d'énergie 39
3.1.2. Évaluation de l'absorption d'énergie 39
3.1.3. Modélisation de l'absorption de l'énergie d'impact 41

**CHAPITRE 4: REVUE DE LITTÉRATURE : MODÉLISATION D'UN SYSTÈME MUSCULO-SQUELETTIQUE PAR ÉLÉMENTS FINIS 43**

4.1. INTRODUCTION 43
4.2. MODÈLES ÉLÉMENTS FINIS MUSCULO-SQUELETTIQUE 43

4.3. LOI MATÉRIAU POUR MODÉLISER LE COMPORTEMENT MÉCANIQUE DU TISSU MUSCULAIRE 51

4.3.1. L'hyperélasticité 51
4.3.2. L'incompressibilité 52
4.3.3. L'anisotropie 52
4.3.4. La viscosité 53
4.3.5. L'activation musculaire 53

4.4. CONCLUSION 57

SYNTHÈSE ET OBJECTIFS DE L'ÉTUDE 59

TRAVAIL PERSONNEL 63

**CHAPITRE 5: ÉVALUATION QUANTITATIVE DES MUSCLES DE LA HANCHE 65**

5.1. INTRODUCTION 65
5.2. MATÉRIEL ET MÉTHODE 65

5.2.1. Méthode de reconstruction volumique des muscles 65
5.2.2. Amélioration du logiciel de contourage musculaire 72
5.2.3. Gestion des interpénétration 73
5.2.4. Quantification de l'infiltration graisseuse intra-musculaire 74
5.2.5. Évaluation de la méthode 75

5.3. RÉSULTATS 77
5.4. ANALYSE DES RÉSULTATS ET DISCUSSION SUR LA MÉTHODE 83
5.5. CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES 84

**CHAPITRE 6: ÉTUDE QUANTITATIVE PAR CT-SCAN DE LA VARIABILITE DES MUSCLES DE LA HANCHE 87**

6.1. INTRODUCTION 87
6.2. MATÉRIEL ET MÉTHODE 88

6.2.1. Acquisition CT-scan 88
6.2.2. Analyse quantitative musculaire 88

6.3. RÉSULTATS ET DISCUSSION 93

6.3.1. Fiabilité des mesures de volume et estimation des incertitudes de mesures 93
6.3.2. Analyse descriptive de l'évaluation quantitative musculaire 101

6.4. SYNTHÈSE ET CONCLUSION 111

**CHAPITRE 7: MODÉLISATION PERSONNALISÉE PAR ÉLÉMENTS FINIS DE LA HANCHE 112**

7.1. INTRODUCTION 112
7.2. MATÉRIEL ET MÉTHODE 113

7.2.1. Génération du maillage 113
7.2.2. Lois matériaux 122
7.2.3. Évaluation quasi-statique du modèle 123
7.2.4. Résultat de l'évaluation quasi statique du modèle 125

7.3. DISCUSSION ET CONCLUSION 129

SYNTHÈSE GÉNÉRALE ET CONCLUSION 131

PUBLICATIONS 135

BIBLIOGRAPHIE 139

INDEX 151

ANNEXE 157

# INTRODUCTION

L'incidence grandissante des fractures ostéoporotiques, conséquence du vieillissement de la population, représente actuellement un enjeu majeur pour la santé publique et particulièrement les fractures de l'extrémité supérieure du fémur en raison de leurs conséquences pour la vie du patient et leur coût important pour les organismes de santé.
Le nombre de fracture du col fémoral en 2050 est évalué à 6 millions par an dans le monde [COOP92]. L'augmentation des incidences des fractures de l'extrémité supérieure du fémur est de l'ordre de 1 à 3% par an dans la plupart des régions du monde aussi bien pour les hommes que pour les femmes [LAUR96; CUMM02]. Le risque d'avoir une fracture du col du fémur pour une femme de 50 ans est trois fois plus élevé que pour un homme [MELT92; LAUR96; CUMM02]. L'incidence de telles fractures croît avec l'âge de manière exponentielle [GULL97; GENA99].
En France, les fractures de l''extrémité supérieure du fémur entrainent la mort du patient dans l'année de sa fracture dans plus de 20% des cas. Dans 60% des cas, le sujet ne retrouve pas son autonomie et 40% sont incapables de se déplacer (*Académie Nationale de Médecine 2001, International Osteoporosis Foundation 2004*). D'autres part, les coûts, liés à la fracture et à la rééducation du patient et à la gestion de leur dépendance, dépassent désormais 30 milliards d'euros par an en Europe, et devraient doubler d'ici 2050 si aucune stratégie n'est mise en place (*International Osteoporosis Foundation 2004*). En France, le coût de traitement des fractures, dues à une excessive fragilité de l'os, est évalué à environ 1 milliard d'euros par an [FONT01].
Des traitements préventifs peuvent être proposés, mais l'identification précise des sujets à risque de fracture est essentielle dans le but de prendre les décisions adéquates pour la population exposée.

A ce jour, le dépistage s'effectue essentiellement à partir de la mesure de la Densité Minérale Osseuse (DMO) de l'extrémité supérieure du fémur afin de quantifier la fragilité osseuse, associée à un questionnaire permettant d'appréhender les risques liés à l'historique médical du sujet et à son activité physique. Cependant, cette approche ne permet pas d'isoler de manière suffisamment précise la population qui présente un risque fort de fracture afin d'indiquer une thérapeutique préventive efficace [MARS96; SCHO98]. En effet, la DMO renseigne sur les propriétés mécaniques de l'os, mais la résistance mécanique dépend également de la l'architecture et la géométrie de celui-ci.

De nombreuses études concernent la modélisation géométrique et mécanique en éléments finis du fémur proximal [LOTZ91; KEYA98; LENG98; DUCH06]. Un projet Européen (3D-QCT), coordonné par le Laboratoire de Radiologie Expérimentale de la Faculté Lariboisière-Saint Louis (Paris, France), en collaboration avec l'Institut de Physique Médicale (Erlangen, Allemagne), la Division Imagerie et Ingénierie Biomédicale de l'Université de Manchester (University of Manchester, Royaume-Uni), a mis en évidence le potentiel d'une modélisation en éléments finis personnalisée du fémur proximal. La validation de cette modélisation a été approchée par l'estimation par calcul de la limite à la rupture en effort du fémur à l'aide d'expérimentation *in-vitro* [DUCH06; ENGE06]. Cependant, cette approche ne tient pas compte des tissus mous de la hanche et notamment du système musculaire de la hanche.

La prise en compte des aspects musculaires est encore peu abordée dans la littérature alors que les muscles jouent un rôle essentiel, et ceci pour plusieurs raisons:

La fracture ostéoporotique du fémur proximal est fortement associée à une chute du sujet sur le côté.
La perte de force musculaire, qui s'accompagne en générale d'une perte de mobilité du sujet entraîne une augmentation du risque de chute.
Les muscles ont par ailleurs un rôle mécanique. D'un part, la contraction musculaire influence la mécanique de la chute et d'autres parts, les tissus mous recouvrant la hanche absorbent une partie de l'énergie au moment de l'impact au sol.

Cependant la modélisation en éléments finis du muscle est un problème complexe. Peu de modélisations en éléments finis intègrent les muscles. L'obtention des géométries musculaires est à ce jour un verrou scientifique qui ne permet pas de construire de tels modèles en éléments finis. En effet, l'analyse quantitative des muscles par imagerie médicale est délicate. Les méthodes de traitements d'images ne permettent pas de reconstruire le volume musculaire en raison du faible contraste des images et de la dégradation du tissu musculaire, qui se matérialise notamment par une infiltration graisseuse intra-musculaire. De plus, une modélisation multli-composants nécessite une gestion des interactions entre les structures osseuses et les différents éléments tissus mous les recouvrant. A ce jour, il existe très peu de modèles comprenant à la fois les os et les tissus mous environnants [LIND04; BLEM05; BEHR06; MAJU07]. D'autres part, le comportement mécaniques des tissus biologiques mous (muscles, graisse) est encore mal perçu, notamment en ce qui concerne les variabilités inter-individuelles.

L'objectif de cette thèse est donc fondamental et vise à poser les bases de la modélisation en éléments finis personnalisée de la hanche incluant les structures osseuses et musculaires.
Ainsi, après une revue de littérature qui permettra de définir plus précisemment les objectifs de cette thèse, nous aborderons la méthodologie de quantification, à partir d'imagerie médicale, de la géométrie tridimensionnelle du volume musculaire et de la qualité du tissu musculaire proposée dans cette thèse. Puis cette quantification de paramètres musculaires sera appliquée à une large population ne présentant pas de pathologie neuro-musculaire afin d'observer les variabilités inter-individuelles et éventuellement les invariants.
Enfin, cette modélisation géométrique tridimensionnelle sera le support pour une modélisation personnalisée préliminaire en éléments finis de la hanche intégrant les tissus mous. Une première évaluation de cette modélisation, soumise à un écrasement latéral en quasi-statique, sera alors proposée pour une population présentant des morphotypes distincts.
Pour terminer, nous finirons par les conclusions et perspectives des travaux de cette thèse.

# CONTEXTE D'ÉTUDE ET ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE

# Chapitre 1: CONTEXTE D'ÉTUDE

## 1.1. INTRODUCTION

Le squelette humain, composé d'environ 206 os, soutient le corps humain à la manière d'une charpente. Les os sont unis entre eux au niveau des articulations constituées de tissus plus déformables (cartilages, ligaments…). Les muscles sont reliés aux os du squelette par les tendons et assurent par leur contraction à la fois la mobilisation des segments osseux les uns par rapport aux autres et la stabilisation dans une position donnée. La hanche présente un système musculaire et ostéo-articulaire complexe, cette zone est la jonction entre les membres inférieurs dédiés à la mobilité et le rachis dont la stabilité doit être assuré. Cette partie préliminaire a pour objet la description anatomique des différentes structures de la hanche. Nous nous focaliserons ensuite sur les fractures ostéoporotiques de l'extrémité supérieure du fémur et l'implication des tissus mous de la hanche.

## 1.2. ANATOMIE DE LA HANCHE

### *1.2.1. Les Structures Osseuses*

#### 1.2.1.1. Le bassin

Le bassin se compose des deux os coxaux latéraux, du coccyx et du sacrum en arrière (*Figure 1*). Il forme la ceinture pelvienne et constitue la jonction entre la colonne vertébrale et les membres inférieurs. Le coccyx associé au sacrum forme l'élément central postérieur du bassin. De part et d'autres se situent symétriquement les os coxaux. Chaque os coxal se divise en trois parties qui ont fusionnées au cours de la croissance : l'ilion, l'ischion et le pubis. L'ilion se décompose en un corps et l'aile iliaque avec les épines iliaques antéro-postérieure, antéro-inférieure, postéro-supérieure et postéro-inférieure et la crête iliaque. Les lignes semi-circulaires antérieure et postérieure compartimentent la face externe des ailes iliaques.

L'os coxal est relié au sacrum par l'articulation sacro-iliaque renforcée par un système ligamentaire puissant et les deux os coxaux se rejoignent en avant pour former la symphyse pubienne.

Le bassin est relié aux membres inférieurs par les articulations coxo-fémorales. Cette articulation se fait via une cavité articulaire située au centre de l'os coxal : l'acétabulum (ou cotyle) qui accueille la tête fémorale.

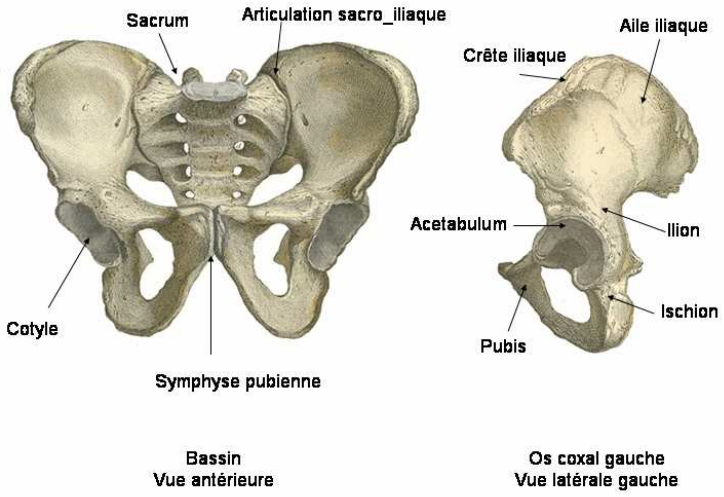



**Figure 1: Bassin humain [ANAT1]**

### 1.2.1.2. Le fémur

Le fémur est l'os le plus long du squelette humain. Son extrémité supérieure s'emboîte au bassin par l'intermédiaire de la tête fémorale dans l'acétabulum. On distingue sur la partie proximale du fémur la diaphyse, le col fémoral et la tête (*Figure 2*). L'union du col avec le corps du fémur est marquée par la ligne intertrochantérienne sur la face antérieure et par la crête intertrochantérienne sur la face postérieure. L'angle formé par le col fémoral et l'axe de la diaphyse est l'angle cervico-diaphysaire. Sa valeur est de l'ordre de 130° [LEBR04]. Deux tubéro sités, siège des insertions des muscles du bassin sur le fémur, se distinguent ; une en interne, le petit trochanter et la deuxième en externe, le grand trochanter. Pour le sujet normal, le fémur se positionne dans le cotyle du bassin avec un angle de déclinaison de 10° en avant du plan frontal.

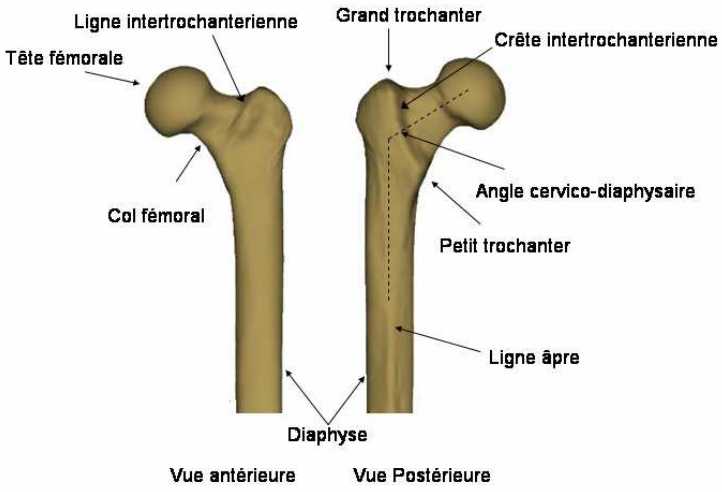



**Figure 2: Extrémité proximale du fémur [ANAT2]**

### *1.2.2. Le tissu musculaire strié squelettique*

Le muscle strié squelettique est l'organe effecteur de la motricité en mobilisant les pièces du squelette. Il s'insère sur les pièces osseuses du squelette par l'intermédiaire de tendons et la force contractile générée fait pivoter les segments du squelette autour de leurs articulations. Le muscle strié squelettique est donc l'organe du maintien d'une posture (motricité statique) ou du mouvement volontaire (motricité cinétique).

Le muscle strié présente une organisation multi-niveaux (*Figure 3*). Un muscle squelettique est constitué de quelques dizaines à quelques milliers de fibres musculaires, de 10 à 100 µm de diamètre et de plusieurs centimètres de long, regroupés en faisceaux. Le muscle est recouvert dans son ensemble par une couche de tissu conjonctif appelée épimysium. Lorsque cette couche pénètre dans le muscle, son nom change pour devenir périmysium. Ce dernier divise le muscle en plusieurs fascicules: chacun d'eux contient entre 20 et 40 fibres musculaires. À l'intérieur du fascicule, les fibres musculaires sont séparées les unes des autres par l'endomysium: ce tissu lie ensemble les fibres musculaires mais de façon lâche; il sert surtout à lier ensemble les extrémités des fibres musculaires aux tendons.

Les fibres musculaires sont le siège de la contraction musculaire et celle ci est provoquée par les propriétés d'excitabilité de la fibre.

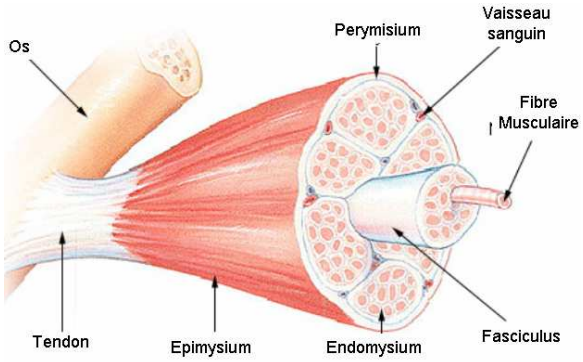



**Figure 3: Structure du tissu musculaire [ANAT6]**

### *1.2.3. Les muscles de la hanche*

Les muscles de la hanche peuvent se regrouper en muscles dorsaux postérieurs avec une insertion sur le grand trochanter du fémur, en muscles dorsaux antérieurs présentant leur insertion sur le petit trochanter. Le groupe des muscles ventraux trouve son origine sur la fossette digitale du fémur. Pour finir, il est possible de définir le groupe des muscles adducteurs de la cuisse dont les origines se situent au niveau de pubis.

### 1.2.3.1. Les muscles dorsaux postérieurs (*Figure 4 à 7*)

Le muscle petit fessier (*M. gluteus minimus*) (*Figure 4*) est mono articulaire. Son origine se situe sur la fosse iliaque externe, en avant de la ligne semi-circulaire antérieure. Le trajet de ses fibres vers le bas, de dehors en arrière l'amène à s'insérer sur la face antérieure du grand trochanter du fémur. Le muscle petit fessier est principalement abducteur et rotateur interne de la cuisse et accessoirement fléchisseur du bassin [CABR95].

Le muscle moyen fessier (*M. gluteus medius*) (Figure 5) est mono articulaire. Il trouve son origine sur la face externe de l'aile iliaque entre les lignes circulaires antérieure et postérieure pour se terminer sur le grand trochanter. Durant ce trajet, il recouvre en partie le petit fessier. Sa forme en « éventail » lui confère un rôle stabilisateur dans le plan frontal [CABR95].

Le muscle grand fessier (*M. gluteus maximus*) (*Figure 6*) est le plus superficiel des trois muscles fessiers et également le plus volumineux et le plus puissant muscle de l'organisme. Il trouve son origine sur la fosse iliaque externe en arrière de la ligne semi-circulaire postérieure pour sa partie profonde et sur la crête iliaque ainsi que sur l'épine iliaque postéro inférieure pour sa partie superficielle. Ses fibres suivent un trajet vers le bas, en dehors et vers l'avant pour se terminer dans son plan profond sur la crête du grand fessier sur le fémur, en dessous du petit trochanter. Par son plan superficiel, il s'insère sur la bandelette de Maissiat. Ses fonctions sont : extenseur de la cuisse sur le bassin, rotateur externe et abducteur. Il est utilisé lors de la montée d'escaliers et pour l'élévation du corps lors du passage de la position assise à la station debout. Il constitue un moyen de fixation musculaire contre la bascule du bassin [CABR95].

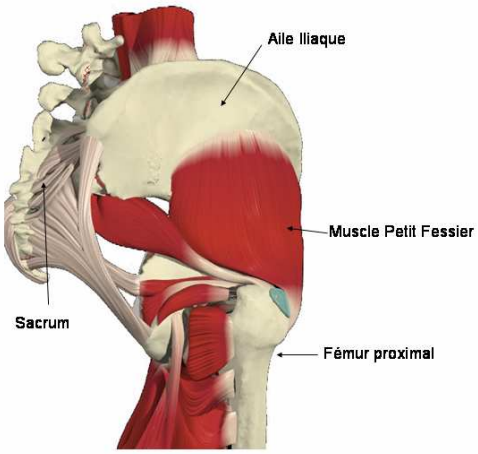



**Figure 4: Muscle petit fessier (Vue latérale) [ANAT3]**

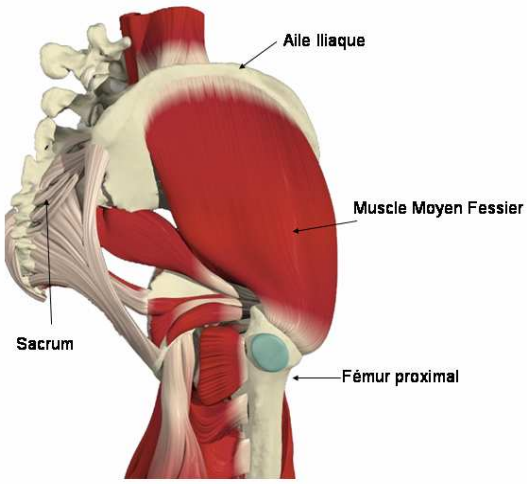



**Figure 5: Muscle moyen fessier (Vue latérale) [ANAT3]**

Le muscle tenseur du fascia lata (*M. tensor fasciae latae*) a son origine sur l'épine iliaque antéropostérieure et se prolonge sous le grand trochanter par la bandelette de Maissiat (*Figure 7*).

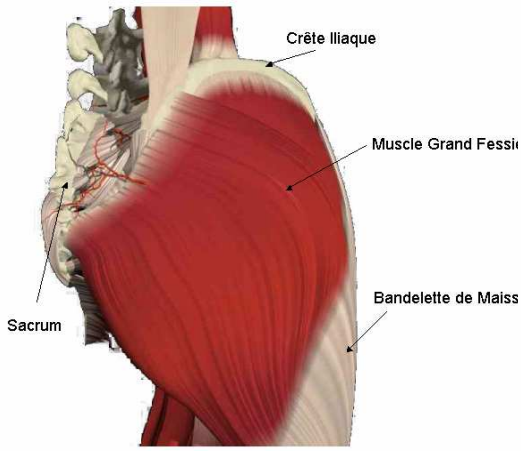



**Figure 6: Muscle grand fessier (Vue latérale) [ANAT3]**

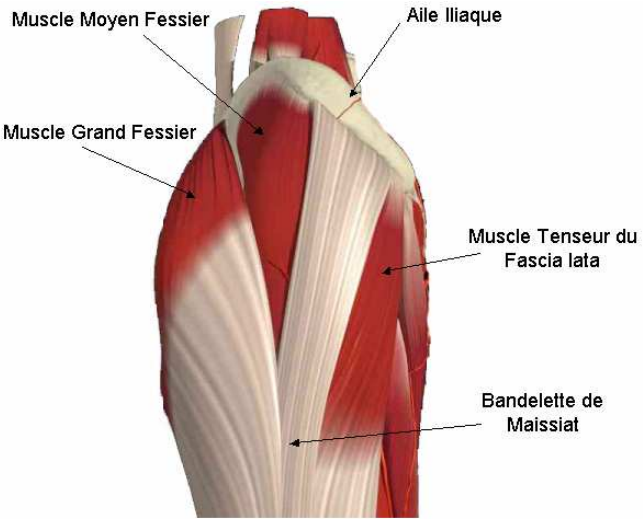



**Figure 7 : Muscle tenseur du fascia lata [ANAT3]**

Le dernier muscle dorsal postérieur est le muscle pyramidal (*pyriformis*), il naît de la face antérieure du sacrum et son trajet en dehors se termine sur le côté interne du grand trochanter (*Figure 9*).

### 1.2.3.2. Les muscles dorsaux antérieurs

Deux muscles constituent le groupe des muscles dorsaux antérieurs de la hanche, le muscle psoas (*M. psoas major*) et le muscle iliaque (*M. iliacus*) (*Figure 8*). Le muscle psoas a son origine au niveau des faces latérales des 5 vertèbres lombaires et des disques intervertébraux correspondants. Son trajet est en bas en interne du sacrum et de l'os coxal et se termine sur le petit trochanter. Le muscle iliaque naît sur la face interne de la fosse iliaque pour rejoindre le psoas et former le muscle psoas-iliaque (*M. iliopsoas*)

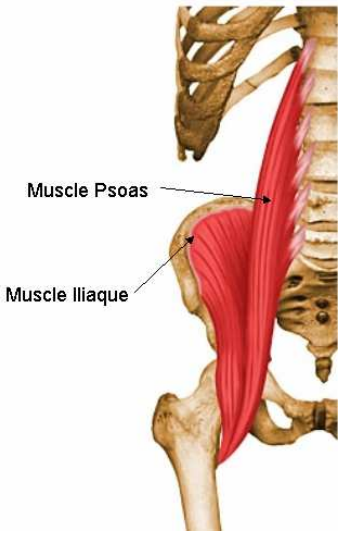



**Figure 8: Muscle Psoas iliaque [ANAT5]**

#### 1.2.3.3. Les muscles ventraux

Les muscles ventraux sont des muscles profonds du bassin (*Figure 9*). Le groupe est composé des muscles obturateurs interne et externe (*M. obturatorius internus, externus*), des muscles jumeaux (*M. gemellus inferior, superior*) et du muscle carré crural (*M. quadratus externus*). De part leur trajectoire horizontale, leur fonction est soit rotateur interne soit rotateur externe.

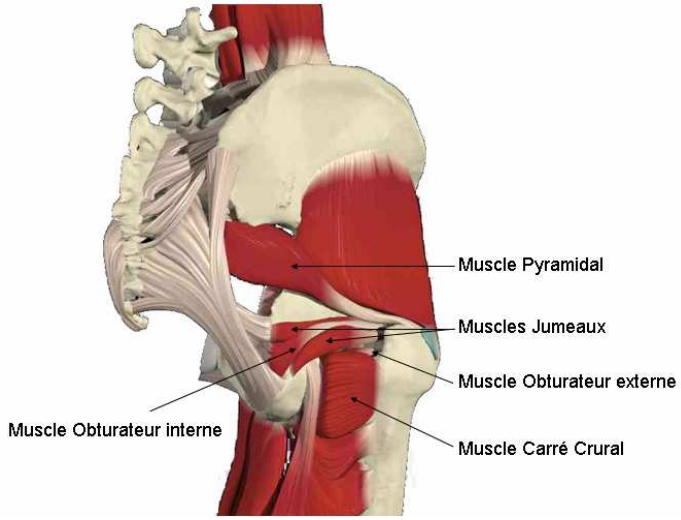



**Figure 9 : Muscle ventraux de la hanche [ANAT5]**

#### 1.2.3.4. Les muscles adducteurs de la cuisse

Au nombre des adducteurs de la cuisse figurent le muscle droit interne (*M. gracilis*), le muscle pectiné (*M. pectineus*) et les muscles petit, moyen et grand adducteur (*M. adductor brevis, longus, magnus*). Tous ces muscles trouvent leur insertion sur le pubis et parmi ce groupe, seul le muscle droit interne est biarticulaire en venant s'insérer sur la face interne du tibia, les autres se terminant sur la face postéro interne du fémur.

### *1.2.4. La graisse sous cutanée*

La graisse sous-cutanée se localise au niveau de l'hypoderme entre les muscles superficiels et l'enveloppe corporelle formée par la peau (*Figure 10*). L'épaisseur de tissu adipeux stockée est très variable selon les individus.

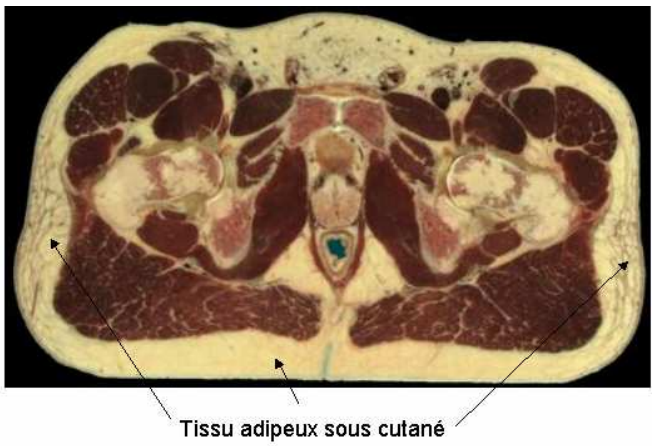



**Figure 10: Graisse sous cutanée (coupe axiale au niveau des cols fémoraux) [ANAT4]**

### *1.2.5. La peau*

La peau est un organe composé de plusieurs couches de tissus (*Figure 11*). Elle joue, entre autre, le rôle d'enveloppe protectrice du corps. Chez l'homme, elle est l'un des organes les plus importants du corps au regard de sa surface et de sa masse : chez l'adulte, environ 2m² pour 5kg. Sur le plan anatomique, la peau comprend deux parties principales. La partie superficielle mince s'appelle l'épiderme, rattachée à une partie interne plus épaisse : le derme.

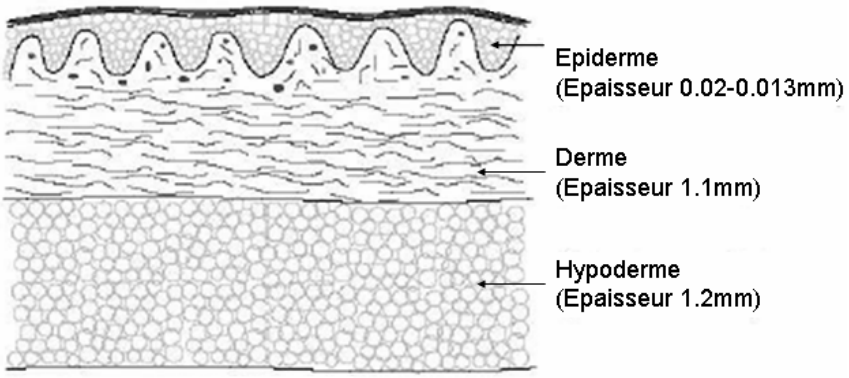



**Figure 11: Anatomie de la peau [TRAN06]**

### *1.2.6. Le tissu osseux*

La structure osseuse peut se décomposer en os cortical et os spongieux (également appelé os trabéculaire) (*Figure 12*). La paroi externe de l'os est constituée d'os cortical, dénommé aussi os compact.

L'os spongieux, qui compose la structure interne des épiphyses des os longs, tel le fémur, est lui constitué de lamelles osseuses et présente une architecture en travées qui forment une structure alvéolaire. Dans le fémur proximal, ces travées sont organisées selon les lignes de charge de la structure (*Figure 12*).

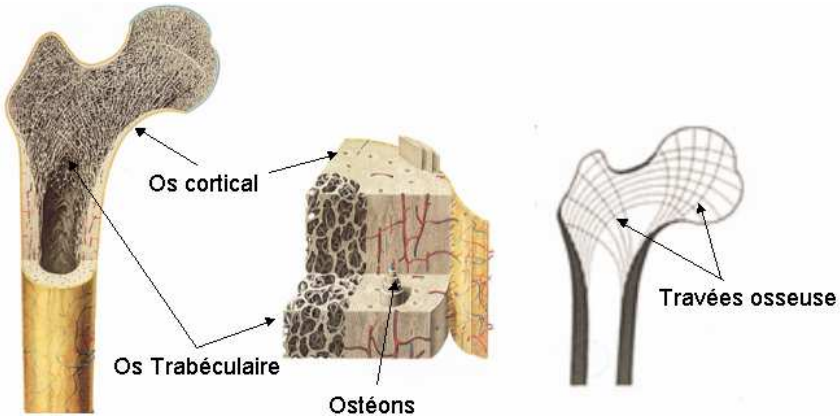



**Figure 12 : Structure osseuse [ANAT7]**

## 1.3. LA FRACTURE DE L'ÉXTRÉMITÉ SUPÉRIEURE DU FÉMUR

### *1.3.1. L'ostéoporose et les fractures de l'extrémité supérieure du fémur*

La perte de la qualité osseuse est liée au cycle de vie du squelette et entraîne une fragilisation des structures osseuses. En effet, tout au long de la vie, le tissu osseux subit le processus dynamique de « remodelage osseux » qui renouvelle le tissu afin que ce dernier conserve ses propriétés mécaniques et réponde mieux aux contraintes auxquelles il est soumis. L'équilibre entre la résorption osseuse et la formation est régulé par les cellules osseuses, les hormones circulantes, les facteurs de croissance, les molécules supports de la matrice osseuse et les contraintes mécaniques. L'ostéoporose présente une balance résorption/formation osseuse largement négative, conduisant à une fragilisation de l'os [MELT97; FONT01] par une perforation des travées osseuses.

La définition de l'*Organisation Mondiale de la Santé* de l'ostéoporose est une « affectation généralisée du squelette par une masse osseuse basse et une altération de la mirco-architecture du tissu osseux responsable d'une augmentation de la fragilité de l'os et, par conséquence du risque de fracture » (OMS 1994) (Figure 13).

Du fait de la ménopause, les femmes présentent à partir de 50 ans une balance osseuse négative plus importante que les hommes et sont plus touchées par l'ostéoporose [COOP92; MELT92].

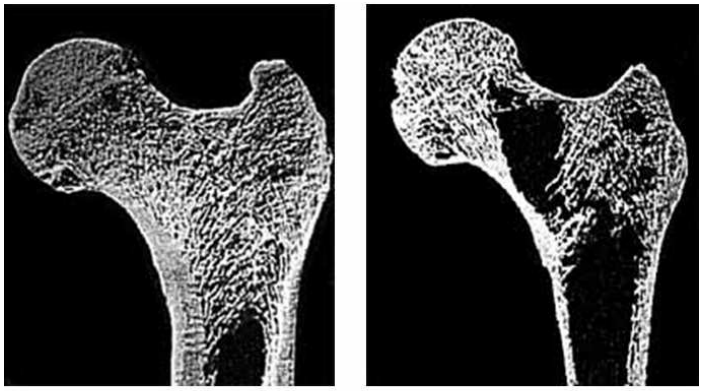



**Figure 13: Os fémoral normal et ostéoporotique [OSTE]**

La fracture est l'expression clinique la plus évidente de l'ostéoporose et elle est souvent la première manifestation de la maladie. Les sites de fractures les plus fréquents sont les poignets, les vertèbres et la partie proximale du fémur [GENA99]. Cependant, les fractures de l'extrémité supérieure du fémur concernent le plus grand nombre de personnes dans le monde et ont les conséquences les plus graves, tant en terme de qualité de vie pour la personne qui l'a subi qu'en terme de coût pour les institutions. Elles sont considérées comme le baromètre international de l'ostéoporose [CUMM02].

## 1.4. ÉVALUATION DU RISQUE DE FRACTURES DE L'EXTRÉMITÉ SUPÉRIEURE DU FÉMUR

Face à cette augmentation constante du nombre de fracture et du fait de ces conséquences pour le sujet, il est essentiel d'évaluer le risque de fracture avant qu'elle ne survienne afin de proposer au sujet une stratégie thérapeutique adéquate pour les éviter.

### *1.4.1. La densité minérale osseuse*

La Densité minérale Osseuse (DMO) est étroitement liée au risque de fracture ostéoporotique [GARS91; CUMM93; MARS96; MILL02] et sa mesure clinique par Absorptiométrie bi photonique aux rayons X (DXA) est actuellement le standard en terme de diagnostic pour l'ostéoporose [KANI00]. La tomodensitométrie (appelée également CT-scan ou TDM)[1] permet également d'accéder à la densité osseuse à travers l'échelle Hounsfield qui exprime le coefficient d'atténuation au rayon X, combinée à l'utilisation d'un objet d'étalonnage (ou fantôme de calibration) [GENA96] (*Figure 14*).

1 Dans la suite du document, la terminologie CT-scan sera conservée

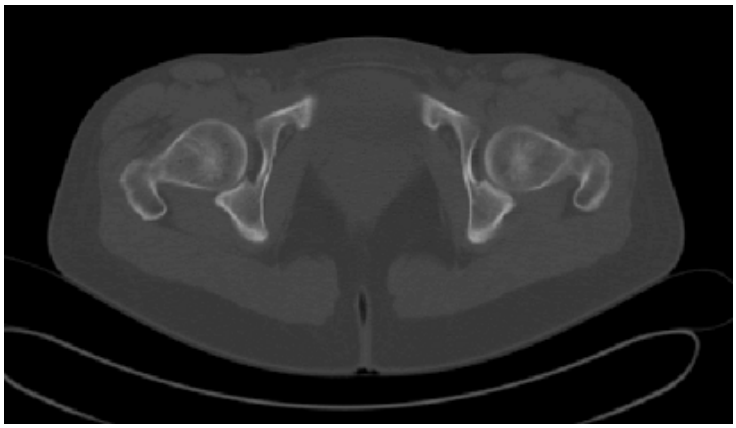


**Figure 14: CT-scan axiale de la hanche [DAGU06]**

Cependant, la Densité Minérale Osseuse à elle seule ne permet pas d'expliquer les disparités d'incidence de fractures entre les différentes populations du monde [MARQ01]. De plus des études montrent que la DMO seule ne permet pas d'identifier les sujets qui auront une fracture du col du fémur [CUMM85; MARS96]. La résistance osseuse, qui caractérise la fragilité de l'os, est à relier à deux phénomènes : la densité minérale osseuse et la répartition de cette masse osseuse au sein de la structure de l'os. Cette répartition à l'échelle de la macro architecture (par exemple la forme de l'os, ses dimensions, l'épaisseur de la corticale) et microarchitecture (par exemple la porosité), d'un point de vue biomécanique, est représentative de la capacité structurelle de l'os à supporter des efforts mécaniques.

Cependant les paramètres géométriques macro architecturaux caractérisant le fémur proximal sont nombreux et les méthodes d'obtention et d'analyse de ces paramètres très variées ; leur pertinence s'en trouve ainsi controversée selon les études cliniques réalisées [CENT98; MICH99; ALON00; BERG02]. Les paramètres micro-architecturaux sont difficilement accessibles en milieu clinique sauf de manière indirecte par le suivi de marqueurs biologiques du remodelage osseux.

### *1.4.2. Muscles, tissus mous et évaluation du risque de fracture*

Une autre approche des fractures de l'extrémité supérieure est de les considérer comme l'une des conséquences les plus graves de la chute du sujet de sa hauteur. En effet, il est admis qu'environ 90% des fractures de hanche surviennent après une chute [HEDL87; NEVI89; GRISS91; NYBE96; YOUM99]. Mais seulement 1 à 2% des chutes provoquent une fracture de la hanche chez le sujet [TINE88; NEVI89].

Il est possible de décrire une chute par trois phases distinctes, l'initiation de la chute, la phase descendante et la phase d'impact au sol (Figure 15).

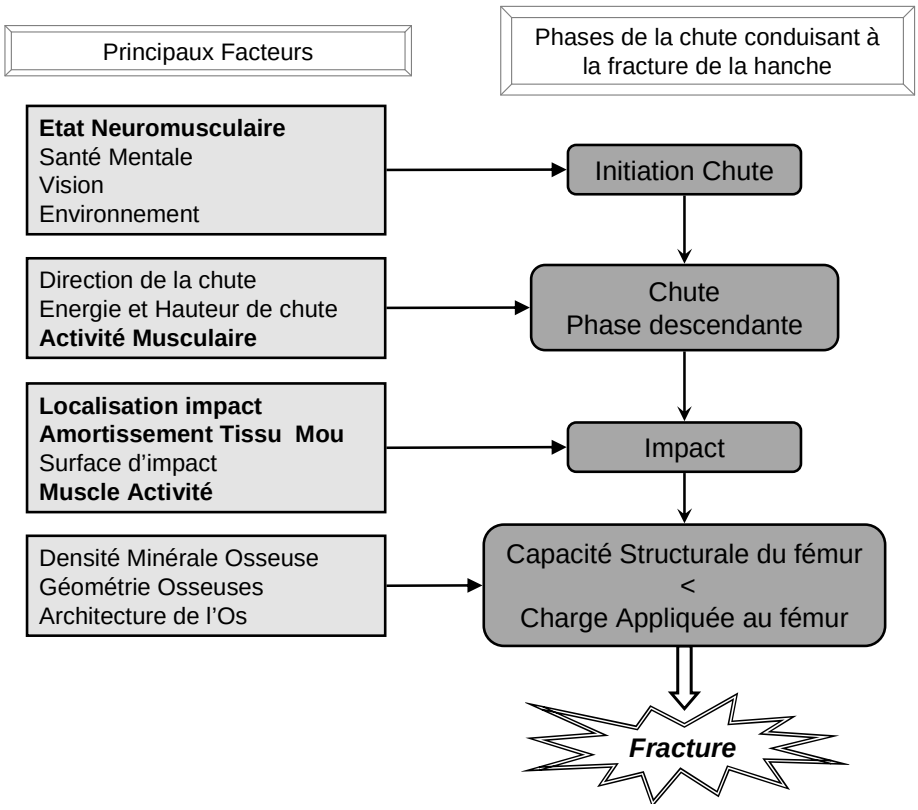



**Figure 15: Principales phases de la chute conduisant à la fracture de la hanche. Pour chaque phase, les principaux facteurs déterminants sont listés [HAYE96]**

Il est alors important d'intégrer dans l'étude des fractures de la hanche les facteurs de risques liés à la chute mais aussi la biomécanique de la chute menant à une fracture [MELT87; CUMM94; MYE96].
Des facteurs liés au risque chute ont été identifiés comme des facteurs de risque de fracture de l'extrémité supérieure du fémur, indépendamment de la DMO. Ces facteurs peuvent se classer en deux catégories, la première liée à la perception de son environnement par le sujet et à l'environnement lui-même [HEAL94; DARG96; CASA98; GARD98]. La deuxième se rapporte à la perte de mobilité et la présence de troubles de l'équilibre des personnes qui chutent [CUMM95].
La perte de mobilité du sujet qui s'exprime, pour une personne âgée, par une marche plus lente et parfois avec l'aide de canne, favorise la chute du sujet sur le côte [CUMM95].
Au cours de l'initiation de la chute et de la phase descendante, une réponse active du système musculaire permet d'éviter la chute ou d'en réduire tout du moins l'intensité du choc en réduisant la vitesse d'impact au sol [KROO96; LUUK97; SABI99; SAND01; DEGO03]. Cependant l'activation musculaire est susceptible d'augmenter la sévérité de l'impact car la contraction peut éventuellement modifier les propriétés mécaniques d'absorption du muscles [HAYE96]. La configuration du corps au moment de l'impact au sol conditionne également la survenue de la fracture de hanche [HAYE93; PARK99].

Le risque de fracture de l'extrémité supérieure du fémur à l'occasion d'un chute est inversement lié à la corpulence du sujet [HAYE93]. L'indice de masse corporelle (IMC exprimée en $Kg.m^{-2}$) est un facteur de risque de fracture indépendant de la DMO et son odd-ratio[2] (noté OR, il correspond à la variation de la proportion de la population considérée, entre groupe de sujets fracturés et un groupe

[2] Également appelé Rapport des cotes, la terminologie odd-ratio, désigné par OR sera conservée

témoin) pour une diminution d'un écart-type égal à 2.8 avec un intervalle de confiance à 95% de 1.2 à 3.8. Ainsi, cette relation négative peut s'interpréter par la diminution de l'épaisseur des tissus mous recouvrant la hanche, absorbant alors moins d'énergie au moment de l'impact.
L'absorption d'énergie par les tissus mous apparaît alors comme un élément primordial. Cependant la compréhension des mécanismes conduisant à une fracture lors d'une chute reste encore mal appréhendée.

## 1.5. APPORT DE LA MODÉLISATION NUMÉRIQUE DANS L'ÉVALUATION DU RISQUE DE FRACTURE

La simulation numérique, et plus spécifiquement la modélisation par éléments finis, s'est répandue dans le domaine de la biomécanique. Elle est désormais intégrée dans le processus de conception d'implant orthopédique et permet de simuler le comportement de matériaux biologiques tel que le tissu osseux. La modélisation numérique a démontré son efficacité dans l'estimation de la limite à la rupture de l'extrémité supérieure du fémur *in-vitro* [LOTZ91; KEYA98; LENG98; DUCH06] en combinant une approche personnalisée d'un point de vue géométrique et mécanique. Le potentiel discriminatoire entre un groupe de sujets fracturés et un groupe témoin éléments finis de l'extrémité supérieure du fémur construit à partir d'imagerie CT scan et les capacités prédictives de tels modèles, indépendamment de la DMO, ont été au mises en avant cours du projet européen 3D QCT [DUCH06; ENGE06].

A terme, une modélisation en éléments finis, prenant en compte à la fois la capacité d'activation et la modélisation dynamique des tissus mous, peut certainement aider à mieux comprendre ces mécanismes qui provoquent la fracture de l'extrémité supérieure du fémur.

Cependant, une telle approche nécessite l'obtention des géométries tridimensionnelles des muscles du sujet, la connaissance les lois matériaux des tissus mous et une gestion des contacts muscles/muscles et muscles/structure osseuses. Par ailleurs, les conditions aux limites en dynamiques sont délicates à déterminées.

L'imagerie médicale est un support adéquat pour la construction des géométries musculaires afin de les intégrer dans une modélisation en éléments finis personnalisée. Le chapitre suivant explore les modalités d'imagerie qui permettent une d'exploration du système musculaire.

## 1.6. L'IMAGERIE DES TISSUS MOUS

L'imagerie tomodensitométrique (CT-scan) et l'imagerie par résonance magnétique (IRM), bien qu'ils soient basés sur des principes physiques très différents, sont les techniques d'imagerie privilégiées pour visualiser les tissus mous du corps humain. Ces deux modalités offrent un contraste suffisamment marqué pour différencier le tissu adipeux du tissu musculaire.

### *1.6.1. Le CT-scan*

Comme la radiographie, le scanner se base sur l'absorption des rayons X par la matière. Mais l'avantage du scanner est d'offrir une image des structures internes profondes du corps humain, difficilement accessibles par les techniques basées sur la projection comme la radiographie. Les scanners hélicoïdaux multi coupes actuels permettent d'étudier de grands volumes en des temps relativement courts. Les données numériques du volume acquis peuvent être traitées avec possibilité de reconstructions bidimensionnelles (*Figure 16*), tridimensionnelles, rendu de volume…

**Figure 16 : Coupe axiale (5cm en dessous du petit trochanter)**

Les coefficients d'atténuation des rayons X obtenus sur un scanner sont exprimés en unité Hounsfield (UH), à partir de la valeur pour l'eau (0 UH) et pour l'air (-1000 UH). Tous les tissus sont ainsi caractérisés par des plages de valeurs d'unité Hounsfield *(Figure 17*). Ainsi : la graisse correspond à des valeurs négatives d'unité Hounsfield et l'os cortical de 1000 à 3000 UH.

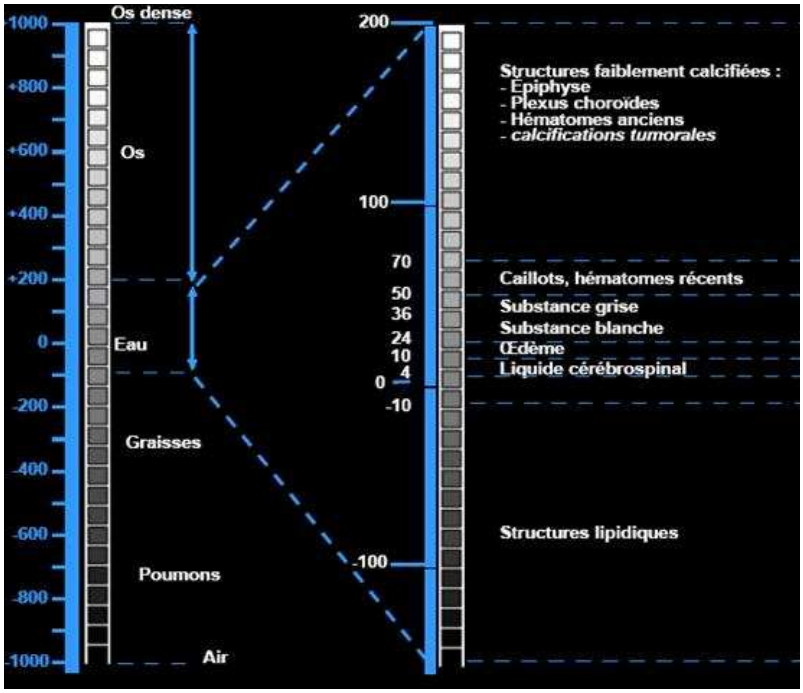



**Figure 17 : Echelle Hounsfield**

### *1.6.2. L'imagerie par résonance magnétique*

L'IRM est une technique de diagnostic médical puissante qui fournit des images tridimensionnelles et en coupe de grande précision anatomique. L'IRM est une technique radiologique récente, non invasive et sans effets secondaires connus, basée sur le phénomène physique de résonance magnétique nucléaire. En effet, la fréquence de résonance d'un noyau dépend de son environnement moléculaire.

Son principe consiste à réaliser des images du corps humain grâce aux nombreux atomes d'hydrogène qu'il contient. Placés dans un puissant champ magnétique, tous les atomes d'hydrogène s'orientent dans la même direction : ils sont alors excités par des ondes radio durant une très courte période (ils sont mis en résonance). A l'arrêt de cette stimulation, les atomes restituent l'énergie accumulée en produisant un signal qui est enregistré, traité et restitué sous forme d'images. En combinant un champ magnétique important, des variations de celui-ci et des ondes électromagnétiques émises et reçues par des antennes, on peut créer des images en coupes du corps humain. Le contraste entre deux voxels peut être augmenté si les temps de relaxation des spins nucléaires (décrivant le retour à l'équilibre des noyaux après l'excitation) diffèrent dans les deux zones.

Le temps T1 appelé "temps de relaxation longitudinale" représente donc la constante de temps du retour à l'équilibre et joue un rôle très important dans le contraste des images.

Le temps T2 appelée "temps de relaxation transversale" représente la constante de décroissance de la composante transversale.

Ce temps de relaxation T2 est toujours inférieur au temps de relaxation T1. Ces temps de relaxation vont varier pour un tissu donné selon l'organisation physico-chimique de ce tissu ; c'est sur ces variations que l'on s'appuie pour détecter, au sein d'un tissu, les modifications liées à la présence d'une lésion par exemple. Le Tableau 1 présente les temps de relaxation T1 et T2 pour différents tissus biologiques.

**Tableau 1 : Temps de relaxation T1 et T2 de différents tissus**

| | **T1 (ms)** | **T2 (ms)** |
|---|---|---|
| **Graisse** | 240 | 84 |
| **Muscle** | 730 | 47 |
| **Substance blanche** | 680 | 92 |
| **Substance Grise** | 809 | 101 |

Ainsi, les contenus en eau du tissu graisseux et du tissu musculaire sont suffisamment différents pour obtenir un contraste marqué entre les deux types de tissu sur les coupes reconstruites (*Figure 18*).

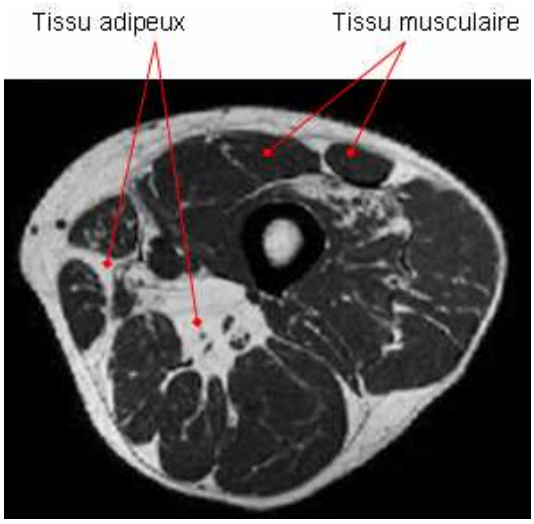



**Figure 18 : Coupe axiale IRM séquence T1 à mi-cuisse**

## 1.7. INTÉRÊT DE L'ÉVALUATION QUANTITATIVE MUSCULAIRE

L'exploitation des images CT-scan ou IRM permet donc l'exploration du système musculaire. Cette évaluation a son importance aussi bien en clinique que pour la construction d'un modèle en éléments finis.

Le terme de sarcopénie trouve son origine du grec « Sarco », qui signifie chair, et « Pénie », disparition. La sarcopénie se caractérise principalement par une perte de volume de la masse musculaire, par une augmentation de la graisse infiltrée dans le muscle et par une diminution de la force musculaire [DUTT97]. Cette modification de la composition corporelle d'origine métabolique devient prépondérante à partir de l'âge de 40 ans [KALL90].

L'évolution de la masse musculaire et la perte de force musculaire avec l'âge est une des causes de la dégradation de la mobilité du sujet dont une des conséquences est un risque accru de chute.

En étudiant la composition corporelle des membres par DXA de 284 sujets âgés de 20 à 90 ans, Gallagher *et a*l. met en évidence que 14,8% de la perte de masse musculaire est expliquée par l'âge du sujet pour les homme (10,8% pour les femmes) [GALL97]. La mesure de la section musculaire (CSA) permet d'accéder à une estimation de la perte de masse d'un muscle individuellement ou d'un regroupement de muscles. Ainsi, Young *et al.* estime la perte de section du muscle quadriceps évaluée, par ultrason, à 30% en comparant des sujets âgés et des sujets jeunes [YOUN85] et cette perte de volume atteint 26% en l'évaluant par CT-scan [OVER92].

Cependant, il est à noter que très peu d'études cherchent à quantifier le volume musculaire à partir d'IRM [JAEG92; FOLE99; KLEI01; ZIEG02] ou d'imagerie CT-scan [RICE89; OVER92]. Ce manque de données trouve son origine dans les difficultés méthodologiques d'estimation du volume musculaire à partir d'imagerie médicale à large échelle.

La qualité musculaire fait référence à la force produite par unité de surface (ou de masse) du muscle, on trouve également la dénomination de force spécifique du muscle. Elle s'évalue en divisant la force

maximale volontaire du muscle par sa section physiologique qui se définit comme la plus grande section perpendiculairement aux fibres musculaires.
Les résultats principaux des études qui se focalisent sur l'évaluation de la force spécifique sont contradictoires. Certains travaux montrent que la perte de masse musculaire explique entièrement la perte de force musculaire [FRON91; HAKK91; OVER92b; KENT99; FRON00], alors que pour les autres la force spécifique diminue avec l'âge [YOUN85; VAND86; KLIT90; JUBR97; LYNC99; KLEI01].
En effet, la perte de tissu musculaire s'accompagne d'une augmentation de tissu adipeux, notamment de la graisse infiltrée dans le corps musculaire [OVER92]. Les populations âgées présentent 27% de tissu non musculaire infiltré dans les muscles fléchisseurs du bras par rapport à des sujets plus jeunes, jusqu'à 81% pour les muscles responsables de la flexion plantaire de la cheville [ASAK04]. Kent-braun *et al.* quantifie le pourcentage de tissu graisseux infiltré dans le muscle qui est alors deux fois supérieur dans les muscles antérieurs de la cuisse par rapport à une population jeune [KENT00].

## 1.8. SYNTHÈSE ET OBJECTIFS DE LA THÈSE

L'importance des fractures de l'extrémité supérieure du fémur, en termes de nombre d'occurrence et de conséquences gravissimes pour le sujet, implique la nécessité d'une détection précoce des sujets à fort risque de fracture.
Actuellement, l'évaluation du risque de fracture se base essentiellement sur l'exploitation de la densité minérale osseuse, combiné parfois avec des données macro-architecturales du fémur proximal. Cependant, l'efficacité de ces méthodes ne permet pas d'identifier au sein de la population tous les sujets qui subiront une fracture de l'extrémité supérieure du fémur.

Le rôle des tissus mous, et plus particulièrement des muscles de la hanche est un des aspects non négligeable dans l'évaluation du risque de fracture. La majorité des fractures résultent d'une chute de la personne. La perte de mobilité et de force musculaire avec l'âge est responsable en partie d'un taux accru de chute. Le maintien d'une activité physique quotidienne permet de réduire sensiblement le risque de fracture [COOP88].
La quantification de l'état de la musculature à partir de l'imagerie médicale est un moyen d'apprécier cette dégradation physique du sujet. Ces mêmes muscles, ainsi que la graisse sous cutanée sont également impliqués dans les phénomènes d'absorption de l'énergie liée à la chute.

L'objectif de cette thèse se scinde en deux axes. Tout d'abord, un axe clinique qui consiste à offrir aux cliniciens une méthode efficace de quantification des volumes des muscles de la hanche et de la qualité du tissu musculaire à partir d'imagerie médicale et de vérifier la reproductibilité de cette méthode. L'analyse quantitative des muscles de la hanche sur une population ne présentant pas de pathologie neuro-musculaire permettra d'appréhender les variabilités inter-individuelles et ses invariants si ils existent.

Le deuxième axe s'articule autour d'une modélisation personnalisée préliminaire en éléments finis de la hanche incluant les tissus mous. Cette modélisation s'appuiera sur la méthode de reconstruction volumique des muscles développée au préalable.

A partir de ce constat, la revue de bibliographie sera constituée d'un premier thème axé sur les moyens d'évaluation quantitative du tissu musculaire à partir d'imagerie médicale (*Chapitre 2*). Le deuxième chapitre sera consacré aux différentes études qui analysent les phénomènes d'absorption d'énergie par les tissus mous de la hanche (*Chapitre 3*). Enfin, le dernier chapitre de la revue de littérature permettra d'identifier les modélisations numériques intégrant à la fois les structures ostéo-articulaires mais également les tissus mous et d'identifier les lois de comportement mécanique du tissu musculaire utilisées dans ces modélisations (*Chapitre 4*).

# Chapitre 2: REVUE DE LITTÉRATURE : ÉVALUATION QUANTITATIVE MUSCULAIRE

## 2.1. INTRODUCTION

Dans un premier temps, cette revue de littérature se focalise sur les moyens de quantifier par imagerie médicale les phénomènes de modification des structures musculaires macroscopiques en terme de volume et d'infiltration graisseuse intramusculaire en se limitant aux modalités d'imagerie standard utilisées en clinique routinière (CT-scan et IRM) décrits dans le *chapitre 1*.

Elle se scinde en deux parties. La première traite de la quantification du volume musculaire et l'obtention de la géométrie tridimensionnelle du muscle. La seconde partie s'attache à identifier les méthodes utilisées pour objectiver et quantifier la qualité du système musculaire à partir d'imagerie médicale.

## 2.2. LA GÉOMÉTRIE MUSCULAIRE

Le premier tableau de synthèse regroupe les principales études s'attachant à quantifier la géométrie musculaire (*Tableau 2*). Ce tableau explicite la modalité d'imagerie utilisée (IRM ou CT-scan), indique si une approche 2D ou 3D est utilisée pour identifier le muscle sur les images ainsi que la technique de segmentation. Enfin, si une estimation du volume musculaire à partir des données recueillies est proposée, la méthode employée est décrite ainsi que le mode d'obtention de la géométrie tridimensionnelle du muscle si elle réalisée.

Les muscles du membre inférieur sont l'objet de nombreuses études basées sur l'analyse d'images IRM [DEKE96; KENT00; HOLM02; ZIEG02; JOHA03], ou d'images CT-scan [RICE89; JAEG92; OVER92; LIU93; NGTH02; ASAK04; BERG06]. L'orientation privilégiée des muscles est alors cranio-caudale. Par conséquent, les coupes axiales permettent d'observer les sections musculaires perpendiculaires à leur ligne d'action. Nous retrouvons cette orientation également pour l'analyse des muscles du rachis lombaire [POME01; RANS06], du rachis cervical [ASSI04] et du membre supérieur [CORD98; FOLE99; KLEI01].

**Tableau 2 : Quantification de la géométrie musculaire**

| Auteur / année | Population | Muscle | Type d'imagerie (Nombre d'images analysées) | Identification de la structure musculaire | Moyen d'obtention | Estimation du volume musculaire | Génération Topologie 3D |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **De kerviler et al. 1996 [DEKE96]** | 9 sujets pathologiques<br>9 sujets sains | Muscles de la cuisse | IRM Séquence T1<br>1 Coupe axiale | 2D<br>Section muscle individuel | Segmentation par contourage manuel | NON | NON |
| **Zanetti et al. 1998 [ZANE98]** | 30 sujets pathologiques<br>70 sujets sains | Muscles de l'épaule | IRM Séquence T1<br>1 Coupe sagittale | 2D<br>Section muscle individuel | Segmentation par contourage manuel | NON | NON |
| **Foley et al. 1999 [FOLE99]** | 6 sujets | Muscles du bras | IRM Séquence T2<br>Série coupe axiale | 2D<br>Section groupement musculaire | Segmentation par contourage manuel | Somme des sections, multipliée par l'épaisseur de coupes | NON |
| **Kent-braun et al. 2000 [KENT00]** | 23 sujets jeunes<br>21 sujets âgés | Muscles de la jambe | IRM Séquence T1<br>1 Coupe axiale | 2D<br>Section muscle individuel | Segmentation par contourage manuel | NON | NON |
| **Klein et al. 2001 [KLEI01]** | 20 sujets jeunes<br>30 sujets âgés | Muscles du bras | IRM Séquence T1<br>Série coupe axiale | 2D<br>Section muscle individuel | Segmentation par contourage manuel | Somme des sections, multipliée par l'épaisseur de coupes | NON |
| **Holmback et al. 2002 [HOLM02]** | 30 sujets homme<br>30 sujets femme | Muscles de la jambe | IRM Séquence T1<br>20 coupes axiales | 2D<br>Section muscle individuel | Segmentation par contourage manuel | NON | NON |
| **Ziegenfuss et al. 2002 [ZIEG02]** | 10 sujets homme<br>10 sujets femme | Muscles de la cuisse | IRM Séquence T1<br>Série coupes axiales | 2D<br>Section muscle total | Segmentation automatique par seuillage | Somme des sections, multipliée par l'épaisseur de coupes | NON |
| **Johansen et al. 2003 [JOHA03]** | 38 sujets dialysés | Muscles de la cuisse | IRM Séquence T1<br>1 Coupe axiale | 2D<br>Section muscle individuel | Segmentation par contourage manuel | NON | NON |
| **Ranson et al. 2006 [RANS06]** | 6 sujets | Muscles érecteurs du rachis lombaire | IRM Séquence T2<br>1 Coupe axiale | 2D<br>Section muscle individuel | Segmentation par contourage manuel | NON | NON |
| **Rice et al. 1998 [RICE89]** | 7 sujets jeunes<br>13 sujets âgés | Muscles de la cuisse<br>Muscles du bras | CT-scan<br>10 coupes axiales | 2D<br>Section groupement musculaire | Segmentation par contourage manuel | Formule des cônes tronqués | NON |
| **Overend et al. 1992 [OVER92]** | 13 sujets jeunes<br>11 sujets âgés | Muscles de la cuisse | CT-scan<br>5 coupes axiales | 2D<br>Section muscle individuel | Segmentation par contourage manuel | Formule des cônes tronqués | NON |
| **Liu et al. 1993 [LIU93]** | 71 sujets<br>(dystrophie musculaire) | Muscles de la hanche<br>Muscles de la jambe<br>Muscles de la cuisse | CT-scan<br>3 coupes axiales | 2D<br>Section muscle individuel | Segmentation par contourage manuel | NON | NON |
| **Keller et al. 2003 [KELL03]** | 31 sujets pathologiques | Muscles érecteurs du rachis lombaire | CT-scan<br>1 coupe axiale | 2D<br>Section du muscle | Segmentation par contourage manuel | NON | NON |
| **Jaegers et al. [JAEG92]** | 3 sujets | Muscles de la hanche<br>Muscles de la cuisse | IRM Séquence T1<br>~120 coupes axiales | 2D<br>Section du muscle | Segmentation par contourage manuel | A partir de la topologie | Construire par empilement des contours réalisés sur chaque image |
| **Pomero et al. [POME01]** | 3 sujets | Muscles du rachis | IRM Séquence T1<br>10 coupes axiales | 2D<br>Section du muscle | Segmentation par contourage manuel | A partir de la topologie | déformation d'une géométrie générique à l'aide des contours musculaires réalisés |
| **Assi et aL. [ASSI04]** | 6 sujets | Muscles rachis cervical | IRM Séquence T1<br>8 coupes axiales | 2D<br>Section du muscle | Segmentation par contourage manuel | A partir de la topologie | déformation d'une géométrie générique à l'aide des contours musculaires réalisés |
| **Asakawa et al. 2004 [ASAK04]** | 5 sujets | Muscle de la cuisse | IRM Séquence T1<br>Série coupes axiales | 2D<br>Section du muscle | Segmentation par contourage manuel | A partir de la topologie | Construire par empilement des contours réalisés sur chaque image |
| **Ng-thow-Hing et al. 2004 [NGTH02]** | 1 sujet | Muscles de la jambe | IRM Séquence T1<br>Série coupes axiales | 2D<br>Section du muscle | Segmentation par contourage manuel | A partir de la topologie | Construire par empilement des contours réalisés sur chaque image |
| **Berg et al. 2006 [BERG06]** | 1 sujet | Muscles du membre inférieur<br>(20 muscles) | IRM Séquence T1<br>500 coupes axiales | 2D<br>Section du muscle | Segmentation par contourage manuel | A partir de la topologie | Construire par empilement des contours réalisés sur chaque image |
| **Cordier et al. 1998 [CORD98]** | 1 sujet | Muscles du bras<br>(1 muscle) | IRM Séquence T1<br>Série coupes axiales | 3D<br>Volume du muscle | Segmentation par traitement d'image | A partir de la topologie | déformation d'une géométrie générique |

### *2.2.1. La section musculaire*

Des premières études jusqu'aux plus récentes, que ce soit à partir d'images IRM ou CT-scan, la géométrie musculaire est abordée par la description de leur section sur les coupes images. Cependant, en raison du faible ratio signal sur bruit des images pour les contours musculaires, les techniques de segmentation automatique échouent dans la détection du contour musculaire du fait de son manque de continuité (*Figure 19*). Une seule étude dans cette revue de littérature utilise un mode de détection automatique des contours par la technique des contours actifs sans succès [CORD98]. De plus, si les sujets présentent une dégénérescence musculaire importante, il est parfois très difficile de discerner le véritable contour du muscle sur l'image.

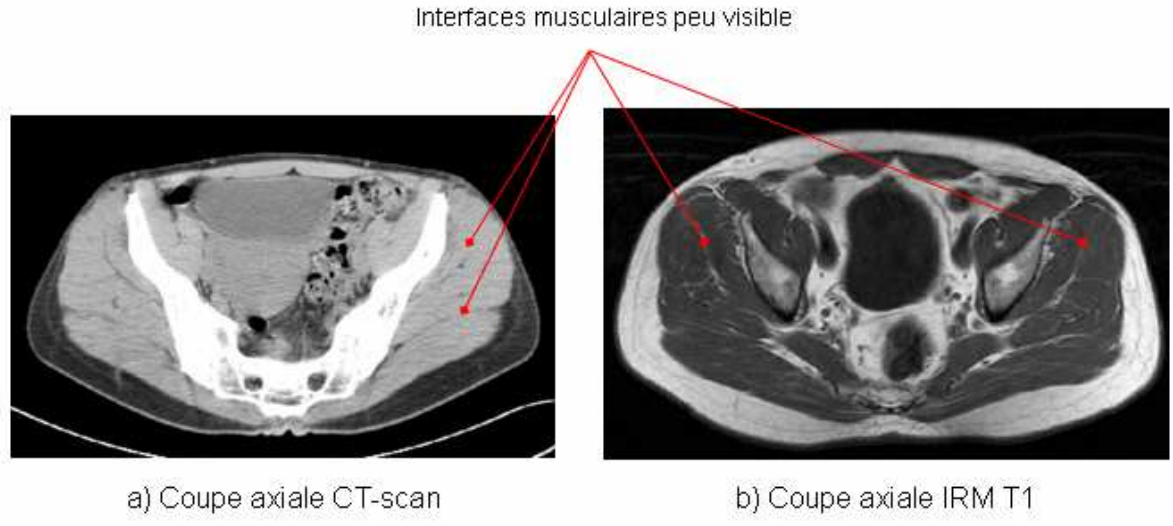



**Figure 19 : Coupe axial CT-scan (a) et IRM (b, séquence T1) au niveau de la hanche. Les interfaces entre les muscles sont difficilement discernables.**

Ainsi, la majorité des auteurs identifie la section musculaire à partir d'un processus de segmentation entièrement manuel (*Tableau 2*). Si des techniques de segmentation par seuillage sont utilisées, alors le tissu musculaire est approché dans sa globalité au niveau de la coupe, sans différencier les corps musculaires entre eux [DEKE96; ZIEG02].

### *2.2.2. Le volume musculaire*

Le moyen d'obtenir la valeur du volume musculaire le plus couramment employé est de contourner systématiquement toutes les images dans lesquelles le muscle considéré est présent [JAEG92; FOLE99; KLEI01; LUND02; MORS05]. L'aire des contours, en tenant compte de l'épaisseur de la coupe, permet par addition d'obtenir la valeur du volume si les coupes images sont jointives (pas d'espaces entre elles). Dans le cas de coupes non-jointives, l'aire des sections et l'application du principe de Cavalieri associé à l'hypothèse d'un volume cylindrique pour chaque contour décrit, permet d'obtenir une estimation du volume musculaire. Mais ces procédés sont fastidieux et très coûteux en temps, limitant ainsi son application à la recherche scientifique.

Lund *et al*. [LUND02] a évalué l'erreur de reproductibilité inter et intra observateur sur le volume musculaire obtenu par un contourage systématique avec des coupes jointives. Cette étude a été menée sur 11 sujets de moins de 40 ans en estimant le volume des muscles *tibialis anterior*, *extensor digitorum longus*, et *extensor hallucis longus* de la jambe. En termes de reproductibilite intra-observateur, l'erreur sur le volume est inférieure à 1% et inférieure à 5% en inter-observateur. Il est à noter que ces muscles sont de forme fusiforme et son assez facilement discernables sur les images.

Afin de réduire le temps nécessaire pour obtenir le volume d'un muscle, une approximation est réalisée en s'appuyant sur plusieurs contours musculaires décrits sur des coupes espacées. Des formules géométriques pour estimer le volume du muscle, en assimilant la forme du muscle à un cône tronqué dont l'expression est donnée ci-dessous est alors réalisée.[JONE69; RICE89; LUND02]. Soit Vs, le volume du segment, a et b les aires des sections et h la distance entre les deux contours, le volume du segment musculaire se calcule alors de la manière suivante :

$$Vs = \frac{1}{3}h(a + \sqrt{ab} + b) \qquad 1.$$

À partir de 50 coupes disponibles pour estimer le volume des muscles antérieurs de la cuisse, l'utilisation de 8 coupes permet d'estimer le volume du muscle avec une erreur inférieure à 1% mais cette erreur atteint 16% si seulement 4 coupes sont utilisées [LUND02]. Mistiopoulos *et al.* ont retrouvé ces mêmes ordres de grandeur d'erreur d'estimation du volume en fonction du nombre de coupes utilisées pour évaluer le volume d'un objet de forme géométrique simple et connue [MITS98].
Dans le même esprit, une interpolation de type spline a été utilisée pour estimer les aires du muscle pour les images non contourées, le volume étant alors calculé par la somme des aires des sections contourées et estimées [NARI03].

Overend *et al.* a estimé le volume musculaire à partir de cônes tronqués et montre que si l'on considère uniquement un seul contour, son aire explique seulement 52% du volume du muscle [OVER92].

Cependant, l'inconvénient de ces méthodes, outre le fait de contourner manuellement les muscles, est qu'elle ne fournit pas de topologie de la géométrie musculaire.

### *2.2.3. Reconstruction tridimensionnelle du muscle squelettique*

Nous nous intéressons ici aux techniques de reconstruction de la géométrie tridimensionnelle des muscles squelettiques basées sur l'exploitation d'images IRM ou CT-scan.

De récentes études proposent de générer, à partir d'une série continue de contours musculaires issue de coupes IRM ou CT-scan, une géométrie en s'appuyant sur l'interpolation de type spline entre les

différents contours [CORD98; NGTH02; ASAK04; BLEM05; BEHR06]. Mais cette approche nécessite l'acquisition des contours musculaires sur un nombre conséquent de coupes.

Pour reconstruire chaque muscle individuellement, des approches basées sur du traitement d'images 2D ou 3D, comme l'utilisation de corps déformable [GHAN98], ont été testées. Mais celles-ci se heurtent à la discontinuité des contours musculaires, surtout au niveau des interfaces muscle / muscles. Cordier *et al.* introduit un modèle générique servant de solution initiale qu'il cherche ensuite à déformer en minimisant l'énergie de déformation [CORD98]. Cependant, pour obtenir une solution acceptable, il est nécessaire que l'objet initial soit très proche de l'objet à reconstruire et de corriger manuellement la solution finale proposée par l'algorithme. Devant la grande diversité de forme des muscles du corps humains et l'importante variabilité inter-individuelle, déterminer un objet initial très proche de l'objet à reconstruire est un frein majeur pour l'emploi de ces techniques.

Une autre approche de la reconstruction tridimensionnelle de structure musculaire a été mise au point au sein du Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM. Celle-ci est basée également sur l'utilisation d'un modèle générique représentatif de la géométrie du muscle à reconstruire et d'informations partielles (points d'insertions du muscle, un nombre réduit de sections musculaire) récoltées à partir d'imagerie médicale [POME01]. Le modèle générique est alors déformé à l'aide de ces informations pour obtenir la reconstruction personnalisée du muscle. Cette méthode a été appliquée au muscle du tronc humain et à ceux du rachis cervical [POME01; ASSI04]. Cependant, l'utilisation d'un modèle générique est confrontée à la difficulté d'identifier des caractéristiques géométriques permettant de contrôler sa déformation pour la personnalisation et de rendre compte ainsi de la grande diversité interindividuelle des géométries musculaires.
L'approche que nous développerons dans le cadre de cette thèse vise à améliorer cette reconstruction volumique de muscles en s'appuyant sur les travaux précédents du laboratoire.

## 2.3. LA QUALITÉ DU TISSU MUSCULAIRE

Nous avons vu que la dégradation du système musculaire avec l'âge entraîne une accumulation de tissu adipeux au sein du volume musculaire.

Les modalités d'imagerie IRM et CT-scan permettent de différencier le tissu musculaire de la graisse infiltrée dans le corps musculaire. Cependant, la répartition non homogène de la graisse entre les fibres musculaires et l'imbrication multi-échelle de ces deux tissus rend difficile sa quantification précise à partir des images, dû aux phénomènes des volumes partiels (*Figure 20*) et à une résolution insuffisante pour ces modes d'imagerie.

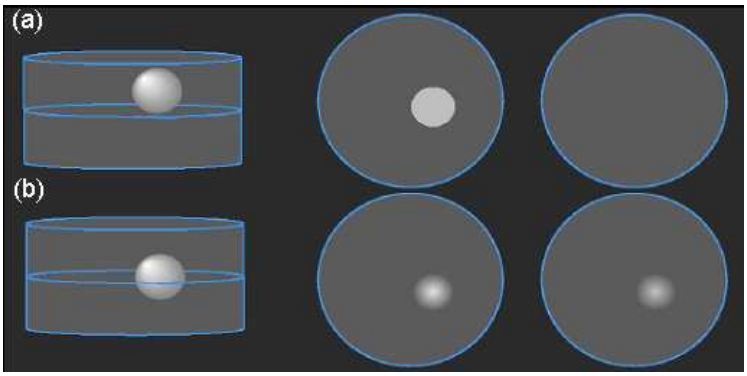



**Figure 20 : Phénomène de volume partiel (l'objet se situe sur une seule coupe (a), l'objet se situe à cheval sur deux coupes (b), modifiant ainsi son signal).**

En pratique clinique, l'infiltration graisseuse est évaluée qualitativement par le clinicien en parcourant l'examen IRM ou CT-scan. Pour certaines situations courantes, des échelles semi-quantitatives d'évaluation ont été mises en place dont la plus renommée est l'échelle de Goutallier [GOUT99] proposant une échelle visuelle graduée de 0 à 5 pour qualifier la dégénérescence graisseuse des muscles de la coiffe des rotateurs de l'épaule à partir d'images CT-scan. Le score de 0 indique la non présence d'infiltration graisseuse et le score de 5 signifie qu'il y a moins de muscle présent que de graisse infiltrée.

Le CT-scan mesure l'atténuation des tissus aux rayons X, on parle alors de densité dont l'échelle s'exprime en unité Hounsfield (UH). Goodpaster *et al.* a montré que la mesure de densité en unité Hounsfield (UH) est linéairement proportionnelle au taux de lipide ($r^2 = 0.995$) avec un augmentation de 1 UH pour une augmentation de la concentration en lipide de 10 g/ml [GOOD00b].
L'étude de l'intensité du signal IRM du tissu musculaire chez des sujets sains et des sujets atteints de dystrophie musculaire a montré un décalage des intensités moyennes calculées sur les sections musculaires des sujets pathologiques vers les valeurs correspondant au tissu graisseux, et cela aussi bien en séquence T1 qu'en séquence T2 [LAMM90; HUAN94] confirmant l'idée que l'imagerie IRM permet d'accéder à la qualité musculaire.

Le *Tableau 3* présente les études qui quantifient des paramètres liés à l'état neuromusculaire du sujet à partir d'imagerie IRM ou CT-scan. Afin de clarifier les dénominations, nous désignerons par tissu contractile le tissu composé des fibres musculaires et tissu non contractile le reste des tissus présents dans le muscle mais qui ne peuvent pas générer de force musculaire, principalement le tissu graisseux infiltré.

Ainsi, un seuillage des tissus mous présents sur une coupe IRM ou CT scan permet de dissocier et de quantifier les aires des tissus contractiles et des tissus non contractiles. Ce mode quantification global des tissus mous est fréquemment employé, aussi bien en imagerie IRM [LAID98; PINT00; BARR02; HOLM02; HEDO03] ou CT-scan [SIMO95; GOOD00; GOOD01; RYAN02].
Mitsiopoulos *et al.* [MITS98] a établi l'équivalence de l'évaluation des mesures d'aires des tissus contractile et graisseux au global sur une coupe à partir d'IRM et d'images CT-scan en prenant

comme référence l'analyse d'un cadavre par photométrie (coefficients de corrélation $r^2$ supérieur à 0.98).
Certaines équipes ont mis alors au point des méthodes de quantification globale du volume de tissu musculaire et du tissu adipeux à partir d'algorithmes de traitement d'images basés sur des techniques de seuillage automatique et de classification des volumes partiels sur les coupes IRM [LAID98; PINT00; BARR02; HEDO03]. Ces techniques sont appliquées au membre inférieur présentant une configuration des structures anatomiques plus simple qu'au niveau de la hanche. Néanmoins elles se heurtent aux grandes variabilités inter-individuelles de la répartition du tissu musculaire et du tissu adipeux.
De plus, il n'est pas possible, à partir de cette quantification globale des tissu présent sur une coupe CT-scan ou IRM, de différencier la graisseuse intra-musculaire et inter-musculaire, ni d'analyser chaque muscle individuellement.

Dans le but d'analyser un muscle ou un regroupement musculaire individuellement, il est nécessaire d'identifier manuellement la section du muscle sur la coupe [OVER92; LIU93; PHOE96; ZANE98; KENT00; DANN01; KLEI01; JOHA03; KELL03; ELLI05; RANS06]. Un seuillage est alors réalisé sur cette région d'intérêt identifiée. La difficulté d'isoler une section musculaire sur une image CT-scan ou IRM a déjà été discuté précédemment. Le processus de quantification du tissu contractile et non contractile fait alors intervenir une étape manuelle de contourage de la section musculaire.

Devant cette difficulté méthodologique, la majorité des études se limitent à l'analyse d'une seule coupe axiale, que ce soit en imagerie IRM [PHOE96; ZANE98; KENT00; JOHA03] ou en imagerie CT-scan [SIMO95; GOOD00; GOOD01; RYAN02; KELL03].
Si l'analyse porte sur une série de coupes axiales, le but est alors d'étudier les muscles reliés à plusieurs articulations [BUCK79; LIU93]. Seules trois études s'attachent à suivre les mêmes entités musculaires sur plusieurs coupes images mais sur un nombre limité de sujets (maximum de 42 sujets) [OVER92; ELLI05; RANS06].

Les aires de tissu contractile et non contractile ne sont pas les seuls paramètres quantitatifs relatifs à la qualité musculaire, l'intensité moyenne du tissu contractile en IRM [ZANE98; ELLI05], et sa densité moyenne en CT-scan [BUCK79; GOOD00b; GOOD00; GOOD01; KELL03] permettent de prendre en compte la graisse infiltrée entre les fibres musculaires, qui n'est pas clairement visible sur les images du fait du manque de résolution. Ainsi, la densité du tissu musculaire mesurée sur des zones d'intérêt calibrées réduites (zone d'intérêt carré placée manuellement sur l'image, dénommée ROI dans la suite du document) placées dans du tissu ne présentant pas visuellement d'infiltration [BUCK79] est plus faible chez des sujets atteints de pathologies musculaires que celle mesurée chez des sujets sains [TERM80; TORR03]. Les densités moyennes calculées sur les ROI pour les sujets pathologiques sont comprises entre 39 et 110UH.
De même, chez les sujets obèses, les densités mesurées dans la totalité du tissu contractile de la section du muscle sont inférieures à celles des muscles chez des sujets sains [GOOD00b]. Cette diminution de la densité moyenne dont l'ordre de grandeur est de 10 UH correspond à la graisse

infiltrée entre et dans les fibres musculaires. Mais la résolution du CT-scan ne permet pas de différencier ces deux types de graisse.

Une autre difficulté relative à la quantification des paramètres liés à la qualité musculaire est la définition des seuils utilisés pour différencier le tissu contractile du tissu non contractile.
En étudiant les histogrammes des intensités du signal du tissu graisseux sous cutanée et contractile, Holmback *et al.* détermine les limites des temps de relaxation du tissu contractile du muscle entre 100 et 300 ms pour une séquence T1 spin-écho [HOLM02], et Ranson *et al.* établi l'intervalle en des temps de relaxation du tissu musculaire entre 0-120ms pour une séquence T2 [RANS06]. Cependant, les valeurs d'intensité du signal du tissu contractile pouvant varier d'un sujet à l'autre, certains auteurs déterminent alors les seuils pour chacun d'entre eux à partir de l'analyse visuelle des l'histogrammes [KENT00; ZIEG02; MATT06].
Concernant le CT-scan, les limites en densité du tissu contractile sont fixées à 0 UH pour la limite basse et 100 UH pour la limite haute. L'établissement de ces limites en densité est basé sur l'exploration du tissu contractile chez des sujets sains (à partir des ROI [TERM80; TORR03]). Elles sont largement reprises dans la littérature [SIMO95; GOOD00b; RYAN02]. Liu *et al.* a établi ses propres limites en densité du tissu contractile à 30 et 120 UH en quantifiant les densités du tissu musculaire chez des sujets sains.

Cependant cette approche par un seuil unique ne tient pas compte de l'effet de volume partiel dû à la résolution de l'image et à l'épaisseur de coupe conduisant à une large variation de la densité (ou intensité) du tissu musculaire au sein des plages de densités (ou d'intensité) fixées pour le seuillage. Ainsi en IRM, De kerviler *et al.* distribue linéairement le contenu en graisse et muscle de chaque voxel dont le signal est compris entre la limite inférieure du tissu musculaire et la limite supérieure du tissu graisseux, en quatre classes [DEKE96]. Chaque classe correspond respectivement à 20%, 40%, 60% et 80% de contenu en graisse. Ainsi, il parvient à mettre en évidence que des sujets atteints de la maladie de Mcardle, qui affecte le métabolisme et entraîne de forte douleur lors d'un effort, présente une évolution de l'infiltration graisseuse avec l'âge.
Pour le CT-scan, certains auteurs ont décidé de différencier au sein du tissu contractile, le tissu contractile à densité dite normale (dont les limites de 31UH à 100UH se basent sur l'étude de tissu musculaire chez des sujets jeunes et non obèses) et le tissu contractile à faible densité (de 0UH à 30 UH) [SIMO95; GOOD00; RYAN02; VISS02; KIM03].

Enfin, seules deux équipes se sont focalisées sur la quantification des muscles de la hanche. Buckle *et al.* évalue la qualité du tissu contractile des muscles g*luteus maximus* et *iliopsoas* à partir d'image CT-scan à partir de la densité moyenne calculée dans des régions d'intérêt calibré placés dans les sections musculaires [BUCK79]. Liu *et al.* effectue à partir d'imagerie CT-scan la quantification du tissu contractile et non contractile, ainsi que la densité moyenne calculé pour 5 muscles croisant l'articulation de la hanche sur 155 sujets [LIU93].

**Tableau 3 : Évaluation de la qualité musculaire**

| Auteur / année | Nombre de sujets | Zone anatomique (Nbre de muscles ou regroupements musculaires / sujets) | Type d'imagerie (Nombre d'images analysées) | Régions d'intérêt | Paramètres Quantitatifs | Définition des seuils pour la segmentation | Détermination des seuils pour la segmentation | Évaluation erreur de mesure / Reproductibilité |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **Klein et al. 1991 [KLEI01]** | 50 | Bras (2) | IRM Séquence T1<br>20 à-24 coupes axiales | Section regroupements musculaires | Aire tissu contractile<br>Aire tissu non contractile | Défini pour chaque sujet | Détermination visuelle sur l'histogramme | Intra observateur :<br>Aire tissu contractile : CV=4%<br>Aire tissu non contractile : CV=23%<br>Intra observateur :<br>Aire tissu contractile : CV=6%<br>Aire tissu non contractile : CV=26% |
| **Phoenix et al. 1996 [PHOE96]** | 9 | Jambe (3) | IRM Séquence T1<br>1 coupe axiale | Section muscle individuel | Aire tissu contractile | Défini pour chaque section | Moyenne de l'histogramme<br>± 2*ecart-type | |
| **Zanetti et al. 1998 [ZANE98]** | 100 | Épaule (5) | IRM Séquence T1<br>1 Coupe sagittale | Section muscle individuel | Intensité moyenne section muscle | | | reproductibilité Intra et inter observateur des intensités : CCI > 0.71 |
| **Kent-braun et al. 2000 [KENT00]** | 44 | Jambe (1) | IRM Séquence T1<br>1 Coupe axiale | Section muscle individuel | Aire tissu contractile<br>Aire tissu non contractile | | Détermination visuelle sur l'histogramme | Intra observateur :<br>Aire tissu contractile : CV=3.4%<br>Aire tissu non contractile : CV= 24.3% |
| **Holmback et al. 2002 [HOLM02]** | 60 | Jambe (1) | IRM Séquence T1<br>20 coupes axiales | Toute la coupe | Aire tissu contractile<br>Aire tissu adipeux | Défini pour la population à partir d'un sous population | Détermination visuelle sur l'histogramme | |
| **Johansen et al. 2003 [JOHA03]** | 38 | Cuisse (1) | IRM Séquence T1<br>1 Coupe axiale | Section muscle individuel | Aire tissu contractile<br>Aire tissu non contractile | Non communiqué | Non communiqué | |
| **Elliott et al. 2005 [ELLI05]** | 42 | Rachis cervical (6) | IRM Séquence T1<br>15 Coupe axiale | Section muscle individuel | Intensité section muscle/Intensité moyenne graisse intra musculaire | | | Reproductibilité :<br>Intra observateur : CCI > 0.7, CV < 1%<br>Intrer observateur : CCI > 0.75, CV < 10% |
| **Ranson et al. 206 [RANS06]** | 6 | Rachis lombaire (4) | IRM Séquence T2<br>7 Coupes axiales | Section muscle individuel | Aire tissu contractile<br>Aire tissu non contractile | Défini pour la population | tissu contractile : 0 – 120 ms | Erreur de mesure :<br>Aire tissu contractile : < 4%<br>Aire tissu non contractile : < 4% |
| **Buckle et al. 1979 [BUCK79]** | 10 | Rachis cervical (2), épaule (3), hanche (2), cuisse (4), jambe (2) | CT-scan<br>5 coupes axiales | ROI calibré | Densité moyenne et écart-type | | | |
| **Simoneau et al. 1995 [SIMO95]** | 17 | Cuisse | CT-scan<br>1 coupe axiale | Toute la coupe | Aire tissu contractile à densité normale<br>Aire tissu contractile à densité faible<br>Aire tissu adipeux | Défini pour la population | tissu contractile à densité normale: 35-> 100 UH<br>tissu contractile à densité faible: 0-> 34 UH<br>tissu adipeux: -200 -> -1 UH | |
| **Goodpaster et al. 2000 [GOOD00]** | 66 | Cuisse | CT-scan<br>1 coupe axiale | Toute la coupe | Aire tissu contractile à densité normale<br>Aire tissu contractile à densité faible<br>Aire tissu adipeux | Défini pour la population | tissu contractile à densité normale: 31-> 100 UH<br>tissu contractile à densité faible: 0-> 30 UH<br>tissu adipeux: -190 -> -30 UH | |
| **Goodpaster et al. 2001 [GOOD01]** | 2 627 | Cuisse | CT-scan<br>1 coupe axiale | Toute la coupe | Densité moyenne tissu contractile | Défini pour la population | tissu contractile : 0-> 100 UH | |
| **Ryan et al. 2002 [RYAN02]** | 60 | Cuisse | CT-scan<br>1 coupe axiale | Toute la coupe | Aire tissu contractile à densité normale<br>Aire tissu contractile à densité faible<br>Aire tissu adipeux | Défini pour la population | tissu contractile à densité normale: 31-> 100 UH<br>tissu contractile à densité faible: 0-> 30 UH<br>tissu adipeux: -190 -> -50 UH | |
| **Overend et al. 1992 [OVER92]** | 24 | Cuisse (2) | CT-scan<br>5 coupes axiales | Section muscle individuel | Aire tissu contractile<br>Aire tissu non contractile | Défini pour la population | tissu non contractile : -125 -> -25 UH | Erreur de mesure aire tissu contractile :<br>Intra-observateur : 2.2%<br>Inter-observateur : 3.8% |
| **Liu et al. 1993 [LIU93]** | 71 | Rachis lombaire (6), Hanche (5), Jambe (9), Cuisse (4) | CT-scan<br>4 coupes axiales | Section muscle individuel | Aire tissu contractile<br>Aire tissu non contractile<br>Densité moyenne tissu contractile | Défini pour la population | tissu contractile : 30-> 120 UH<br>tissu non contractile: -200 -> -60 UH | |
| **Keller et al. 2003 [KELL03]** | 31 | Rachis lombaire (2) | CT-scan<br>1 coupe axiale | Section muscle individuel | Densité moyenne tissu contractile | | | |

## 2.4. VARIATION DE LA QUALITE MUSCULAIRE ENTRE ET DANS LES GROUPES MUSCULAIRES

Seules quelques d'études ont quantifié différents groupes musculaires afin d'étudier leur corrélation en terme de section et/ou de qualité du tissu contractile.

Goodpaster *et al.* [GOOD00b] a quantifié la densité moyenne du tissu musculaire pour les muscles de la cuisse, les muscles du mollet, du muscle *Psoas* et des muscles *erector spinae* du rachis lombaire. Des corrélations significatives ont été mises en évidence entre les trois groupes musculaires. De plus, au cours de cette étude, les densités moyennes des muscles de la cuisse considérés globalement ont été analysées en trois localisations différentes pour une population de 20 sujets asymptomatiques présentant un coefficient de variation de 3.3%.

Arokoski *et al.* a également exploré un groupe musculaire de la hanche sur plusieurs niveaux de coupes [AROK02] en exploitant uniquement les sections des corps musculaires.

Enfin, liu *et al.*, en étudiant des sujets atteints de la myopathie de Duchenne a évalué le contenu graisseux des muscles au niveau de la jambe, du mollet, de la hanche et des muscles para spinaux du rachis lombaire, mettant en évidence la différence de progression dans la maladie suivant chaque muscle [LIU93].

## 2.5. CONCLUSION

La revue de littérature des moyens de quantification de la qualité musculaire par imagerie médicale montrent que l'IRM et le CT-scan sont deux protocoles d'imagerie qui permettent d'accéder à la qualité musculaire. Cependant, il apparaît une grande variabilité des modalités de mesure réalisées à partir de l'imagerie, rendant parfois difficile la comparaison des résultats.

Cette analyse bibliographique a également mis en relief la difficulté d'obtenir la reconstruction tridimensionnelle d'un muscle à partir d'imagerie médicale. La technique la plus largement employée est le contourage manuel du muscle sur toutes les coupes, mais son utilisation en routine clinique est peu envisageable en raison du temps de traitement très important et erreur d'estimation des paramètres quantitatifs. Dans l'optique d'acquérir plus rapidement la reconstruction tridimensionnelle d'un muscle, il est envisageable d'utiliser des techniques mixant le contourage manuel et l'utilisation d'un modèle générique. Mais cet objet générique doit être adapté à la géométrie du muscle à reconstruire.

Enfin, il apparaît que les muscles de la hanche sont très peu étudiés, que ce soit en termes de qualité du muscle ou de leur volume. Aucune étude n'a quantifiée la qualité des muscles de la hanche dans un contexte de fracture de l'extrémité l'exploration du fémur.

Devant ce constat et en vue d'une construction d'une modélisation volumique de la hanche et de ses tissus mous, il est nécessaire d'établir une méthode pour reconstruire le volume des muscles de la hanche et d'établir alors des valeurs de référence pour une population normale.

Ces valeurs normales, ainsi que leur variabilité, seront des données à prendre en considération lors de la construction du modèles éléments finis afin que celui-ci puisse rendre compte de la diversité inter-individuelle.

# Chapitre 3: REVUE DE LITTÉRATURE : ABSORPTION DE L'ÉNERGIE D'IMPACT

## 3.1. ABSORPTION DE L'ÉNERGIE D'IMPACT

### *3.1.1. Importance de l'absorption d'énergie*

Une faible valeur de l'indice de masse corporelle (IMC) est souvent associée à une augmentation significative du risque de fracture de l'extrémité supérieure du fémur. Dernièrement, au cours d'une méta-analyse regroupant les données du suivi d'environ 250 000 sujets par an de plusieurs cohortes à travers le monde, il a été montré qu'avec une diminution d'une unité de l'IMC, le risque relatif associé à une fracture de la hanche est de 0.93 (intervalle de confiance à 95% [DELA05]) [DELA05]. Pour expliquer cette relation, certains auteurs observent une corrélation entre une valeur élevée de d'IMC et une forte densité minérale osseuse (DMO) dans la région proximale du fémur [COMP92], augmentant ainsi sa résistance mécanique [LOTZ90]. Mais ce lien entre IMC et DMO n'est pas un consensus [ROBB06].

Greenspan *et al.* montre dans une étude que l'indice de masse corporelle et l'énergie potentielle d'une chute sont deux facteurs significatifs et indépendants du risque de fracture [GREE94]:

Pour une diminution d'un écart-type de l'indice de masse corporelle, l'odd-ratio correspondant est de 2.2 (intervalle de confiance à 95% 1.2-3.8) [GREE94]). D'autres part, une augmentation de l'énergie potentielle d'une chute d'un écart-type, calculée à partir du poids et de la taille du sujet a un odd-ratio égal à 2.8 (intervalle de confiance à 95% 1.5-5.2) [GREE94]).

Le lien entre l'indice de masse corporelle et le risque de fracture peut s'expliquer par une corrélation entre l'épaisseur de tissu mou recouvrant le fémur avec l'IMC car cette épaisseur de tissu mou absorbe une partie de l'énergie d'impact [LAUR92; MAIT93].

### *3.1.2. Évaluation de l'absorption d'énergie*

En effet, si l'on compare l'énergie nécessaire pour occasionner une fracture *in-vitro* et l'énergie potentielle associée à la chute du sujet, on constate un facteur 10 entre les deux valeurs [HAYE93; KROO96]. L'odd ratio lié à une augmentation de 50 Joules de l'énergie potentielle est de 1.5

(intervalle de confiance [1,2 1,9]). Ces résultats mettent en évidence les phénomènes d'absorption d'énergie, au cours de la phase descendante de la chute et au moment de l'impact.

Kroonenberg *et al.*, à partir de mesure sur des volontaires qui se laissent tomber sur le côté, montre qu'environ 400 Joules sont dissipés lors de la descente [KROO96]. L'énergie au moment de l'impact au sol se réduit alors à 150 Joules. Mais ce type de protocole expérimental a pour inconvénient la jeunesse de la population et le caractère volontaire de la chute.

Cette absorption d'énergie par les tissus mous de la hanche au moment de l'impact a fait l'objet de quelques études expérimentales afin de quantifier ce phénomène.
En impactant à l'aide d'un pendule un montage expérimental composé des tissus mous superficiels recouvrant le grand trochanter, prélevés sur des pièces anatomiques, et un assemblage reproduisant le comportement mécanique du pelvis (*Figure 21*), l'énergie absorbée par un 1mm d'épaisseur de tissu mou est de 1,7 J pour une énergie d'impact de 140 J [ROBI95].

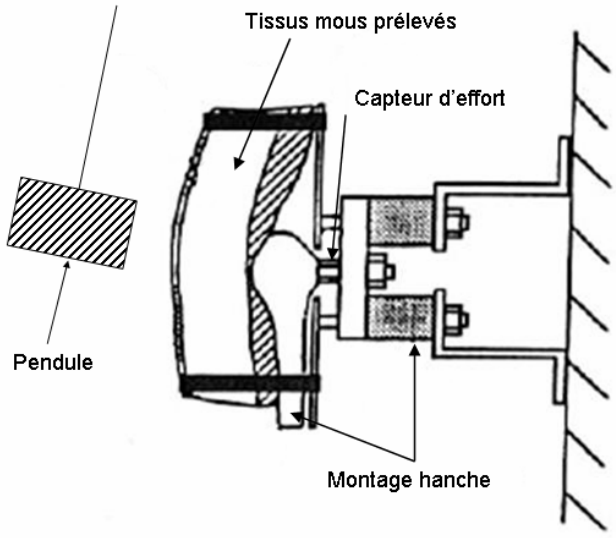



**Figure 21 : Montage expérimental de simulation d'impact sur le grand trochanter recouvert de ses tissus mous *in-vitro* [ROBI95]**

Dans le cadre des chocs automobiles, l'influence des tissus mous présents au niveau de la hanche sur les critères lésionnels du bassin a été étudiée à partir de pièces cadavériques [DERL05], mais ces impacts correspondent à des chocs à haute énergie, plus élevée que l'énergie impliqué dans le chute d'un sujet.
Dans le but d'évaluer l'efficacité du protecteur externe, les différents montages utilisés dans les protocoles expérimentaux approximent le comportement des tissus mous recouvrant le grand trochanter par l'utilisation de mousse synthétique [ROBI95b; KANN99; DERL05; VANS06]. Ainsi, les résultats concernant l'absorption d'énergie par les pseudos tissus mous utilisés de ces études sont difficilement transposables au vivant.

Une seule étude tente d'évaluer l'importance de l'absorption d'énergie par les tissu mous *in-vivo* [ROBI91], avec la mise au point de l'expérience de « détente rapide » du bassin (*Figure 22*) dont

l'objectif est de caractériser le comportement des tissus lors d'un impact latéral sur le grand trochanter.

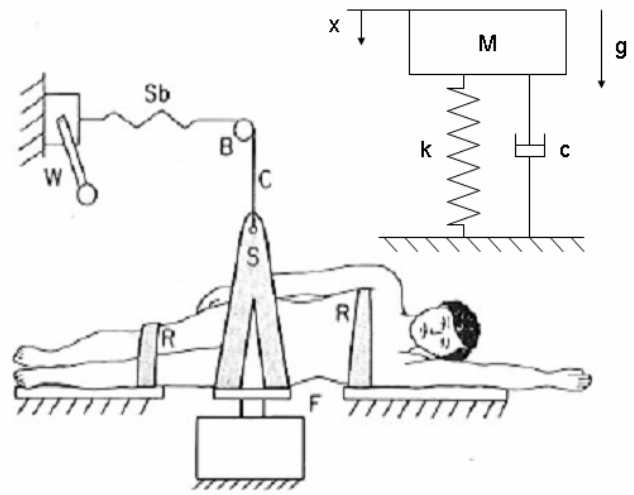



**Figure 22 : Expérience de "détente rapide" du bassin [ROBI91]**

Une modélisation de type masse-ressort-amortissement, dont les caractéristiques sont issues de l'expérience de détente rapide, a permis d'évaluer le pic d'effort transmis au fémur lors de l'impact sont de l'ordre 5600N en état relâché et atteignent 8600N si le sujet contracte ses muscles de la hanche pour une chute de la hauteur de 0.7m du centre de gravité [ROBI91].

### *3.1.3. Modélisation de l'absorption de l'énergie d'impact*

A ce jour, une seule étude, très récente, a mis en place une modélisation éléments finis de la hanche, incluant les tissus mous recouvrant le grand trochanter dont l'objectif est la simulation dynamique de l'impact sur un sol rigide (*Figure 23*).

La construction du modèle éléments se base sur l'exploitation d'un examen CT-scan d'un sujet. Une segmentation a permis de dissocier les tissus mous de l'os et un maillage en tétraèdre est réalisé automatiquement.
Le désavantage de cette méthode réside dans le fait que le fémur et le bassin sont considérés comme une structure unique. De même, les tissus mous sont maillés sans différencier la graisse sous-cutanée, ni les différents corps musculaires. Ainsi, ce modèle ne pourra pas permettre d'explorer l'influence de la contraction musculaire sur la mécanique du choc, ni d'explorer l'importance de l'orientation du fémur par rapport au bassin au moment de l'impact.

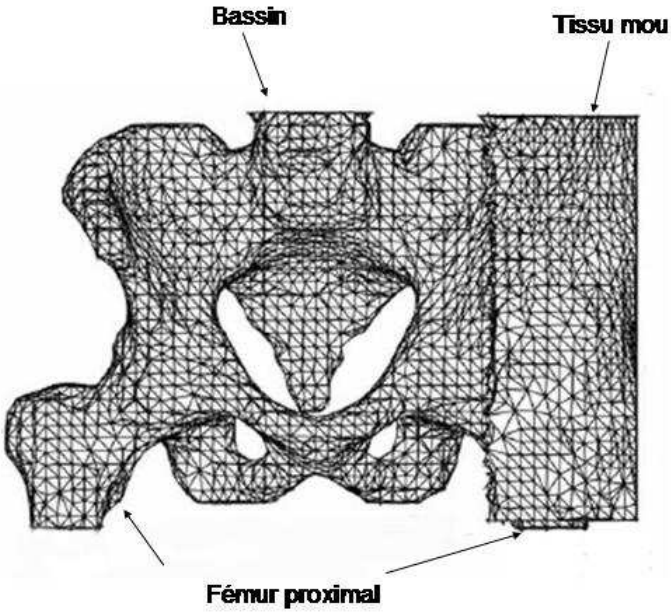



**Figure 23 : Modélisation éléments finis de la hanche avec ses tissus mous superficiels recouvrant le grand trochanter [MAJU07]**

Ainsi le prochain chapitre est consacré à une revue des modèles en éléments finis incluant à la fois les structures osseuses et les tissus mous environnants.

# Chapitre 4: REVUE DE LITTÉRATURE : MODÉLISATION D'UN SYSTÈME MUSCULO-SQUELETTIQUE PAR ÉLÉMENTS FINIS

## 4.1. INTRODUCTION

Les muscles sont les actionneurs des segments osseux du squelette qui possèdent à la fois des propriétés passives mais également des propriétés contractiles. La contraction du muscle provoque son raccourcissement entraînant ainsi les os auxquels il est relié. Ainsi, le muscle a longtemps été considéré uniquement selon sa ligne d'action. Cette approche a abouti à de nombreuses modélisations en éléments finis dont les muscles sont représentés dans leur dimension longitudinale par des éléments câbles [DIET89; HUYN07].
Dans le contexte des fractures de l'extrémité supérieure du fémur, les efforts musculaires ont été introduits en terme de conditions aux limites afin de voir leur influence sur la répartition des contraintes [DUDA98]. Mais afin d'appréhender l'absorption d'énergie par les tissus mous, il est nécessaire de modéliser le volume musculaire et le volume de graisse sous-cutanée car les compressions subies par le muscle sont dans sa direction transverse.

Cette revue de littérature se limitera donc aux modélisations éléments finis intégrant un maillage volumique des muscles squelettiques. Par la suite, les lois matériaux utilisées pour rendre compte du comportement mécanique du tissu musculaire seront détaillées.

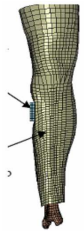
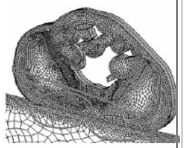
## 4.2. MODÈLES ÉLÉMENTS FINIS MUSCULO-SQUELETTIQUE

Le T*ableau 4* présente les caractéristiques des modèles éléments finis de la littérature intégrant les muscles squelettiques. Peu de modèles éléments finis intègrent les muscles en volume (*Tableau 4*). Parmi ceux ci, deux études proposent des modèles musculaires volumiques personnalisés, mais la graisse sous cutanée n'est pas présente [BLEM05; BEHR06].
Le modèle le plus détaillé est le modèle de Linder Ganz *et al*. qui a pour objectif d'étudier l'endommagement des tissus de la hanche sous un pression continue en position allongée [LIND04]. Mais ce modèle élément finis n'est pas un véritable modèle volumique, il ne s'agit que d'une extrusion d'un maillage plan des structures de la hanches, construit à partir d'une coupe IRM issue de la base de donnée « Visible Human ». Le maillage résultant est alors constitué d'un seul élement selon la direction d'extrusion.

Blemker *at al.* ont créé un modèle éléments de la hanche comprenant le volume de quatre muscles pour un sujet. Mais le mode d'obtention des géométries 3D des muscles, basé sur un contourage manuel systématique de toutes les coupes d'uns séquence IRM axiale implique un temps nécessaire à l'obtention de ce modèle très important. Ainsi, construire ce modèle pour un nombre plus important de sujets est peu envisageable. Behr *et al.* a réalisé par cette méthode un modèle du membre inférieur comprenant les principaux muscles pour un seul sujet.
De plus, ces deux équipes n'ont pas intégré l'épaisseur de graisse sous-cutanée dans la modélisation en éléments finis.
Pour finir, la comportement des interfaces entre les muscles est soit de type glissement sans frottement [BLEM05], soit les muscles sont collés entre eux (par un contacts collés ou à partir d'un maillage à nœuds coïncidant) [LIND04].

Le paragraphe suivant détaille les lois matériaux utilisées pour modéliser les tissus biologiques, et plus spécifiquement le tissu musculaire.

**Tableau 4 : Modèle éléments finis musculo-squelettiques**

| Auteur / année | Géométrie / Maillage | | | | | Matériaux | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Modèle | Personnalisation (Nbre de sujets) | Éléments | Type modèle Tissus mous modélisés | direction des fibres musculaire | Loi de comportement Tissu mou | Loi de comportement Os | Comportement des interfaces musculaire | Modélisation Activation Musculaire |
| **Blemker et al. 2005 [BLEM05]** | | OUI (1) | 8 Nœuds | Modèle Quasi-statique<br><br>M. *Gluteus maximus*<br>M. *Gluteus medius*<br>M. *Psoas*<br>M. *Iliacus* | OUI | Hyperélastique (Loi de Weiss) quasi incompressible isotropie transverse | Rigide | Glissement sans frottement | NON |
| **Behr et al. 2006 [BEHR06]** | | OUI (1) | 8 Nœuds | Modèle Dynamique<br><br>Muscles de la jambe et du mollet | NON | Viscoélastique quasi-incompressible anisotropique | Viscoélastique | Non Communiqué | OUI |
| **Untaroiu et al. 2005 [UNTA05]** |  | NON (50th percentile) | 8 Nœuds | Modèle Dynamique<br><br>Graisse sous cutanée<br>Muscle non différenciés de la jambe et du mollet | NON | Hyperélastique (Loi mooney-rivlin) quasi-incompressible Isotrope | Non communiqué | Interfaces collées | NON |
| **Linder Ganz et al. 2004 [LIND04]** |  | NON (Visible Human) | 8 Nœuds | Modèle Quasi-statique<br><br>M. *Gluteus maximus*<br>M. *Gluteus medius*<br>M. *Gluteus minimus*<br><br>Graisse sous cutanée | NON | Loi polynomiale d'ordre 3 isotrope | Élastique Linéaire | Interfaces collées | NON |

## 4.3. LOI MATÉRIAU POUR MODÉLISER LE COMPORTEMENT MÉCANIQUE DU TISSU MUSCULAIRE

Les tissus biologiques mous du système musculo-squelettique humain, d'une manière générale, peuvent être représentés par un réseau de fibres de collagènes imbriquées dans une matrice de tissu conjonctif. Ces tissus biologiques dits « mous » peuvent supporter de grandes déformations, et leur volume n'évolue pas ou très peu au cours de la déformation, on parle alors de matériau hyperélastique quasi-incompressible. Une des spécificités du tissu musculaire trouve son origine dans leur architecture. L'arrangement des fibres parallèlement organisées entre elles par groupement, entraîne une anisotropie transverse de son comportement mécanique lorsque celui-ci est considéré en trois dimensions.

Historiquement, le muscle tout d'abord été perçu uniquement comme l'actionneur des segments osseux du squelette, conduisant à une modélisation de son comportement réduit à la seule dimension longitudinale de la fibre. Ainsi, le comportement passif et actif du muscle peut être appréhendé par le modèle de Hill [HILL38]. Plus tard, Zajac complexifie le modèle de Hill en y ajoutant des paramètres architecturaux du complexe mucle-tendon [ZAJA89] conduisant au premier modèle volumique du muscle considéré alors comme un assemblage de fibres identiques et indépendantes les unes des autres.

Cependant, une approche volumique du tissu musculaire tenant à la fois des propriétés mécaniques longitudinales (selon la direction des fibres) mais également dans le plan transverse est nécessaire lorsque l'on désire aborder les problématiques des lésions musculaires dues à la répétition de chargement, aux pressions excessives ou à des situations d'impact.

Une approche continue de la matière avec l'utilisation de lois constitutives permet de rendre compte des comportements actifs et passifs non linéaires dans la direction longitudinale et la direction transverse du muscle soumise aux compressions. Ce type de modélisation est rendu possible par l'avènement de la modélisation des matériaux hyperélastiques de type caoutchouc.

Dans ce paragraphe, seules les généralités sur les matériaux hyperélastiques et leur application au tissu musculaire seront décrites. Le détail de la formulation d'une loi hyperélastique est présenté en ANNEXE A. Le *Tableau 5* présente les lois matériaux utilisées dans la littérature pour le tissu musculaire.

### *4.3.1. L'hyperélasticité*

L'hyperélasticité est une sous classe du comportement élastique, en ce sens qu'il ne dissipe pas d'énergie au cours de la transformation et cette transformation est réversible. Un matériau hyperélastique peut subir de très grandes déformations, ainsi une approche thermodynamique permet de définir une énergie libre (également appelée énergie de déformation), notée W, qui est alors fonction uniquement du gradient de déformation.

Si le matériau présente une isotropie de son comportement mécanique, cette énergie libre s'exprime alors en fonction des trois invariants du tenseur de déformation $I_1$, $I_2$, $I_3$ ou des déformations principales $\lambda_1$, $\lambda_2$, $\lambda_3$.

$$W = W(I_1, I_2, I_3) \qquad W = W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) \qquad 2.$$

Ainsi, la détermination d'une loi de comportement hyperélastique revient à établir la forme de W. Il existe deux familles de loi hyperélastique, les modèles statistiques (ou micro-physique) qui s'attachent à retranscrire le comportement de la micro-structure du matériau et les modèles phénoménologiques dont le but est de reproduire le comportement global du matériau.

Dans le cadre de matériaux biologiques, ce sont principalement des modèles phénoménologiques qui sont utilisés. Le *Tableau 5* présente les caractéristiques des modèles utilisés dans la littérature pour rendre compte du comportement mécanique du tissu musculaire. On remarque qu'aucun modèle hyperélastique en particulier ne prédomine dans la littérature.

### *4.3.2. L'incompressibilité*

L'incompressibilité implique qu'au cours de la déformation, le matériau n'autorise pas de variation de son volume. Cette contrainte interne peut être alors prise en compte par l'ajout d'un degré de liberté qui correspond à une pression interne qui est définie positive en cas de compression du matériau.
Une autre approche consiste à découpler la transformation en une déformation à volume constante et une variation du volume sans déformation. Ce découplage permet de définir une fonction d'incompressibilité du matériau. Cette fonction fait appel au Jacobien, noté J, qui caractérise la variation du volume au cours de la déformation et le module d'incompressibilité, noté k. Ainsi, en considérant la fonction d'incompressibilité notée $f$, l'énergie de déformation pour un matériau hyperélastique incompressible peut s'écrire :

$$W = W(I_1, I_2, I_3) + kf(J) \qquad 3.$$

### *4.3.3. L'anisotropie*

De nombreux tissus biologiques présentent un caractère anisotrope de leur comportement mécanique. Cette anisotropie présente cependant une direction privilégiée, due à l'arrangement des fibres, soit du collagène dans le cas du tendon, ou des fibres musculaires pour le muscle. Cette anisotropie transverse des tissus biologiques a abouti au « modèle composite renforcé par fibres » développé pour le tendon [WEIS96] et appliqué au muscle par Martins *et al.* [MART98] . Mais, confrontée à un test de compression sur du tissu musculaire de porc frais, dans la direction transverse, cette loi hyperélastique ne parvient pas à retranscrire les résultats expérimentaux [VANL05].

Finalement, une dernière approche de la modélisation de l'anisotropie des tissus biologiques est basée sur la théorie classique de l'élasticité pour des corps présentant une anisotropie transverse. La non linéarité de la loi de comportement est introduite par l'utilisation des modules d'Young dépendant de l'état de déformation dans les deux directions principales [LI01].

### *4.3.4. La viscosité*

Les tissus biologiques, et par conséquent le tissu musculaire, présentent un comportement visqueux. Ces phénomènes visqueux ne sont pas explicités ici car dans le cadre de ces travaux de thèse, nous nous limiterons à un chargement quasi-statique.

### *4.3.5. L'activation musculaire*

L'activation des fibres musculaires et la force générée résultante peuvent être introduites en ajoutant un terme à l'énergie de déformation. La partie active de la force développée par un muscle dépend de son état d'allongement, de sa vitesse de contraction et du niveau d'activation du muscle. Ainsi, le Ce terme dépend de la déformation longitudinale de la fibre, de son niveau d'activation [MART98; TERA05] et parfois la vitesse de déformation longitudinale est également prise en compte [JOHA00].

**Tableau 5 : Loi matériau pour le tissu musculaire.**

| Auteur / année | Tissu modélisé | Type de modélisation | Loi de comportement | | | Validation expérimentale (Nombre de specimen) |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | | | Hyperélasticité | Incompressibilité | Activation musculaire | |
| **Martins *et al.* 1998 [MART98]** | Muscle squelettique | Méthode Eléments Finis | Modèle anisotrope de Humphrey $W = a\left[\exp\left(b\left(I_1 - 3\right)\right) - 1\right]$ | $\frac{1}{2}(\mathrm{J}-1)^2$ | Fibre musculaire active et passive: $W_{Fibre} = f(\lambda_f, \alpha)$ $\lambda_f$ : allongement de la fibre. $\alpha$ : activation musculaire | |
| **Johansson et al. 2000 [JOHA00]** | Muscle squelettique | Méthode Eléments Finis | Modèle de Mooney rivlin de degré 3 $W = \sum_{i+j=1}^{n} C_{ij}\left(I_1 - 3\right)^i \left(I_2 - 3\right)^j$ | $\frac{1}{2}(\mathrm{J}-1)^2$ | Fibre musculaire active et passive: $W_{Fibre} = f(\lambda_f, \alpha, \mathrm{v})$ $\lambda_f$ : allongement de la fibre. $\alpha$ : activation musculaire. V : vitesse de déformation | |
| **Bosboom *et al.* 2001 [BOSB01]** | Muscle de rats | Méthode Eléments Finis | Modèle de ogden de degré 3 $W = \sum_{i=1}^{n} \frac{\mu_i}{\alpha_i}\left(\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3\right)$ | Parfaitement Incompressible | Non modélisée | Compression : 4 muscles de rat |
| **Ankrah et al. 2002 [ANKR02]** | Tissu mou recouvrant la cheville | Méthode Eléments Finis | Modèle de ogden de degré 2 $W = \sum_{i=1}^{n} \frac{\mu_i}{\alpha_i}\left(I_1^{\alpha_i} + I_2^{\alpha_i} + I_3^{\alpha_i} - 3\right)$ | $\frac{1}{2}(\mathrm{J}-1)^2$ | Non modélisée | |
| **Oomens *et al.* 2003 [OOME03]** | Muscle squelettique | Méthode Eléments Finis | Modèle Néo-Hookien $W = \frac{\alpha}{\mu}\left(I_1 - 3\right)$ | Parfaitement Incompressible | Fibre musculaire active et passive: $W_{Fibre} = f(\lambda_f, \alpha, \mathrm{v})$ $\lambda_f$ : allongement de la fibre. $\alpha$ : activation musculaire. V : vitesse de déformation | |
| **Liu et al. 2004 [LIU04]** | Blanc de poulet | Méthode Eléments Finis | Modèle de Arruda-Boyce de degré 3 $W = \mu\sum_{i=1}^{n} \frac{C_i}{\lambda_m^{2i-2}}\left(I_1^{\,i} - 3^i\right)$ | $\frac{1}{2}\left(\frac{J^2-1}{2} - \ln J\right)$ | Non modélisée | Indentation |
| **Teran et al. 2005 [TERA05]** | Muscle | Méthode Volumes Finis | Modèle de Mooney rivlin de degré 2 $W = \sum_{i+j=1}^{n} C_{ij}\left(I_1 - 3\right)^i \left(I_2 - 3\right)^j$ | $Log(J)$ | Fibre musculaire active et passive: $W_{Fibre} = f(\lambda_f, \alpha)$ $\lambda_f$ : allongement de la fibre. $\alpha$ :Activation musculaire | |
| **Blemker *et al.* 2005 [BLEM05]** | Muscle biceps | Méthode Eléments Finis | Modèle fibre renforcé à isotropie transverse $W = \mu_1\left(\frac{I_5}{I_4^{\,2}} - 1\right) + \mu_2\left(\cosh^{-1}\left(\frac{I_1 I_4 - I_5}{2\sqrt{I_4}}\right)\right)$ | $\frac{1}{2}\,\mathrm{Ln(J)}^2$ | Fibre musculaire active et passive: $W_{Fibre} = f(\lambda_f, \alpha)$ $\lambda_f$ : allongement de la fibre. $\alpha$ : activation musculaire. | |
| **Untaroiu *et al.* 2005 [UNTA05]** | -Muscle de la cuisse -Tendon collatéral du genou -Graisse sous cutanée | Méthode Eléments Finis | Modèle de Mooney rivlin de degré 2 $W = \sum_{i+j=1}^{n} C_{ij}\left(I_1 - 3\right)^i \left(I_2 - 3\right)^j$ | $\frac{1}{2}\,\mathrm{Ln(J)}^2$ | Fibre musculaire passive: $\mathrm{W_{Fibre}} = \mathrm{f}(\lambda)$ $\lambda_f$ : allongement de la fibre. | Compression de 4 échantillons de muscle de porcs |

$\lambda_i$ ième déformation principale ; $I_i$ ième invariant du tenseur de déformation ; J : rapport la variation de volume au cours de la déformation sur le volume initiale

## 4.4. CONCLUSION

Cette revue de bibliographie met en avant le faible nombre de modèles éléments finis qui prennent en compte les muscles du squelette avec une approche volumique. Les maillages du volume musculaire se basent sur l'exploitation d'imagerie IRM ou CT-scan, mais ce processus de reconstruction entièrement manuel est lourd et ne permet pas de générer aisément un maillage personnalisé. Ainsi, le nombre de sujets modélisés se limite à une unité [BLEM05; BEHR06] du fait des difficultés rencontrées pour obtenir une reconstruction volumique personnalisée des muscles (*voir chapitre 2*).

Le deuxième aspect de cette revue de littérature concerne le comportement mécanique du tissu musculaire, essentiellement par son aspect passif. Il en ressort une grande variabilité dans les lois hyperélastiques employées.

Dans le but d'une modélisation des tissus mous de la hanche pour une population assez large, il est primordial de mettre en place une méthode efficace qui permet la génération d'un maillage qui comprend les os du bassin, les principaux muscles superficiels de la hanche et la couche de graisse sous-cutanée. La gestion des contacts entre ces différents composants doit reposer sur des considérations anatomiques et mécaniques.

# SYNTHÈSE ET OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

Cette analyse bibliographique a permis de mettre en relief les difficultés d'évaluer l'influence des tissus mous de la hanche dans le risque de fracture, que se soit en termes de qualité musculaire ou par l'intermédiaire du phénomène d'absorption de l'énergie lors de l'impact au sol.

La revue de littérature réalisée a permis de mettre en relief les difficultés méthodologiques d'obtention du volume musculaire à partir d'image CT-scan ou IRM. De fait, très peu de modéles éléments finis personnalisés intègrent les structures musculaires. La première partie de la synthèse bibliographique a permis d'identifier les paramètres quantitatifs relatifs aux muscles, déterminés à partir des modalités d'imagerie CT-scan ou IRM. Mais elle a surtout mis en relief le peu d'études permettant de quantifier le volume musculaire. Les difficultés rencontrées trouvent leurs origines dans le faible contraste des tissus mous, que ce soit en imagerie CT-scan ou IRM et dans la variabilité inter-individuelle de l'infiltration graisseuse intra-musculaire. En effet, cette infiltration graisseuse rend plus délicat encore le repérage du muscle sur les images. Ainsi, il n'existe que très peu de données quantitatives concernant les muscles de la hanche, et aucune étude n'a estimé le volume de ceux-ci.
Le deuxième volet de cette revue a été focalisé sur les moyens d'études des phénomènes d'absorption d'énergie au moment de l'impact. Les études expérimentales *in-vitro* sont difficilement transposables à une situation *in-vivo* du fait de la modification du comportement des tissus mous *post-mortem* [ROBI95b]. Les études *in-vivo* sont peu représentatives de par l'âge des sujets et la difficulté de contrôler les conditions aux limites d'une chute [ROBI91]. Seule une étude s'attache à la construction d'un modèle éléments finis de la hanche, à partir d'imagerie CT-scan, dans le but d'analyser ces phénomènes d'absorption. Mais les tissus mous sont alors maillés sans distinction entre les muscles et la graisse et sans différenciation entre les corps musculaires [MAJU07].
Ainsi, le dernier volet de cette revue de littérature recense les modèles éléments finis qui intègrent les structures osseuses et les volumes musculaires. Il est à noter, que les géométries musculaires utilisées pour générer le maillage sont obtenues soit à partir de l'exploitation d'imagerie IRM ou CT-scan avec un processus entièrement manuel [BLEM05; BEHR06], soit ces géométries ne sont pas personnalisées [LIND04].
Le recensement des lois matériaux employées pour modéliser le comportement passif du tissu musculaire et le comportement du tissu adipeux a confirmé la nécessité de prendre en compte les propriétés d'incompressibilité et d'hyperélasticité de ces matériaux biologiques.

Suite à cette analyse de la littérature, l'objectif de cette thèse a été décliné selon deux axes fondamentaux qui sont :
Tout d'abord, développer une méthode de reconstruction du volume musculaire à partir d'imagerie CT-scan et d'établir sa reproductibilité. Devant le manque de données quantitatives des muscles de la hanche, il est nécessaire de conduire une étude de ces muscles sur une large population, ne présentant pas de pathologies neuro-musculaires, afin d'en dégager les variabilités inter-individuelles et éventuellement les invariants.
Ces connaissances et la méthode de reconstruction du volume sont la base pour la construction d'un modèle préliminaire personnalisé en éléments finis. Il est alors nécessaire de gérer les zones de contacts entre les différents composants du modèle. Une première évaluation consistant en un

écrasement latéral des tissus mous en quasi-statique est une première étape pour vérifier la cohérence de cette modélisation.

Le travail personnel présenté dans la suite de ce mémoire détaille les matériels et méthodes, mais également les résultats et discussions pour répondre à chacun des objectifs définis ci-dessus.

# TRAVAIL PERSONNEL

# Chapitre 5: ÉVALUATION QUANTITATIVE DES MUSCLES DE LA HANCHE

## 5.1. INTRODUCTION

La quantification du tissu musculaire présente un intérêt dans de nombreuses situations (suivi de patient, évaluation de traitement, pronostic post-opératoire, personnalisation de modèles numériques). Dans le contexte de la modélisation biomécanique de la hanche incluant les tissus mous, la reconstruction volumique des muscles est un pré-requis. (*Chapitre 4*).
Cependant, la revue de littérature consacrée à l'évaluation de la sarcopénie à partir d'imagerie médicale a permis de mettre en relief le manque de méthode de quantification efficace du volume musculaire et de son infiltration graisseuse (*Chapitre 2*). Les volumes musculaires sont obtenus par un contourage systématique des coupes au cours d'un processus fastidieux.

Ainsi, pour cet aspect fondamental de l'évaluation du système musculaire. la première étape de ces travaux consiste à l'établissement d'une méthode de reconstruction de la géométrie tridimensionnelle des muscles de la hanche ainsi qu'une quantification de leur infiltration graisseuse à partir d'imagerie CT-scan.

## 5.2. MATÉRIEL ET MÉTHODE

Dans un premier temps, la méthode de reconstruction sera décrite puis son évaluation sera présentée afin de déterminer sa précision. La modalité d'imagerie utilisée est le CT-scan.

### *5.2.1. Méthode de reconstruction volumique des muscles*

La méthode de reconstruction volumique des muscles présentée dans ce chapitre s'appuie sur les travaux précédents menés au Laboratoire de Biomécanique (ENSAM Paris CNRS UMR 8005). Les volumes musculaires sont obtenus à partir d'objets génériques qui sont déformés en s'appuyant sur des contours musculaires tracés manuellement sur des coupes IRM [POME01; ASSI04]. Cependant,

pour un muscle donné, la qualité des reconstructions n'était pas toujours acceptable à cause de la très grande variabilité d'un sujet à l'autre du volume à reconstruire.
La méthode présentée ici utilise un objet générique paramétré pré-personnalisé et prend pour hypothèse que les géométries tridimensionnelles des muscles possèdent des formes harmonieuses sans discontinuités marquées.

Ainsi, les étapes successives pour obtenir la reconstruction tridimensionnelle du volume musculaire à partir d'une séquence de coupes axiales au format CT-scan DICOM sont les suivantes :

1. Parmi la séquence d'image, on sélectionne un nombre réduit de coupes, dont la première et la dernière coupe contenant le muscle à reconstruire. Puis, un nombre limité de coupes régulièrement espacées entre la limite haute et la limite basse du muscle. Toutes ces coupes ainsi sélectionnées seront par la suite nommées $C_i$.
2. Sur chaque image $C_i$, on décrit manuellement le contour du muscle à reconstruire par une série de points et une spline passant par ces points est alors calculée. Ce contour, décrit dans le repère image, est ensuite transposé dans le repère 3D lié au système d'imagerie à l'aide des informations contenues dans les fichiers DICOM.
3. Pour chacun des contours sont déterminés : le barycentre, le repère inertiel et les dimensions du rectangle englobant le contour dans son repère inertiel (*Figure 24*). L'orientation du contour est déterminée par la direction de l'inertie principale $I_1$. Ainsi, un contour musculaire est caractérisé par 4 paramètres qui sont :
    - ☞ La position du barycentre du contour (B).
    - ☞ L'orientation de la direction principale d'inertie ($\theta$).
    - ☞ La largeur du rectangle externe (L).
    - ☞ La longueur du rectangle externe (l).

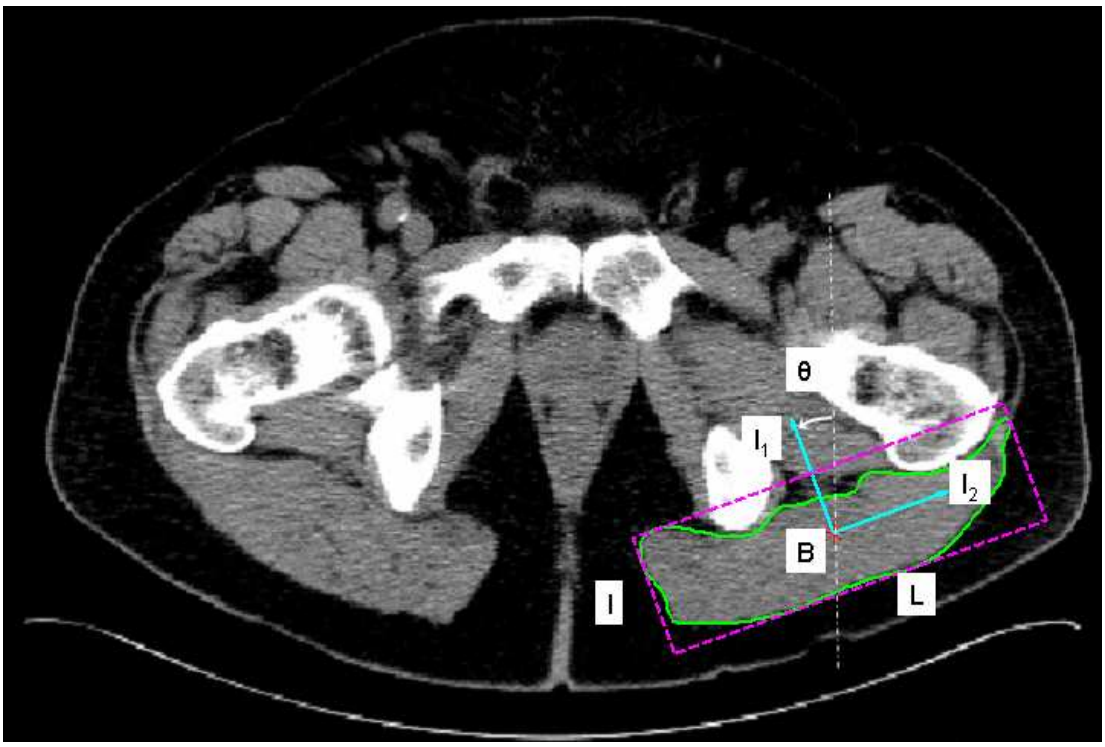



**Figure 24 : Position du barycentre (B), orientation (θ) de l'axe d'inertie principale $I_1$, largeur (l) et longueur (L) du rectangle externe pour le contour du muscle *Gluteus maximus***

4. Chaque contour musculaire sur les coupes $C_i$ est alors approximé par son ellipse équivalente qui est construite à partir des quatre paramètres calculés précédemment (*Figure 25*). Cette primitive géométrique sera le support pour la construction de l'objet paramétré.

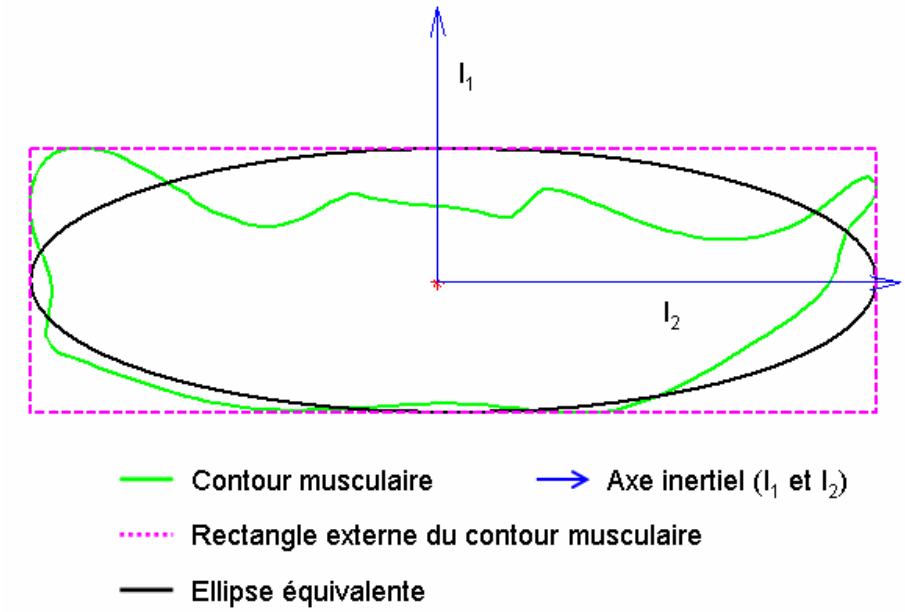



**Figure 25 : Construction de l'ellipse équivalente à partir du contour musculaire (exemple du contour du muscle *Gluteus maximus*), à partir des axes inertiels du contour et du rectangle externe**

5. Pour chaque image qui n'a pas encore été traitée et qui se situe entre la limite haute et la limite basse du muscle, les valeurs des quatre paramètres sont calculées à l'aide d'une interpolation de type spline et l'ellipse équivalente est construite (*Figure 26*).

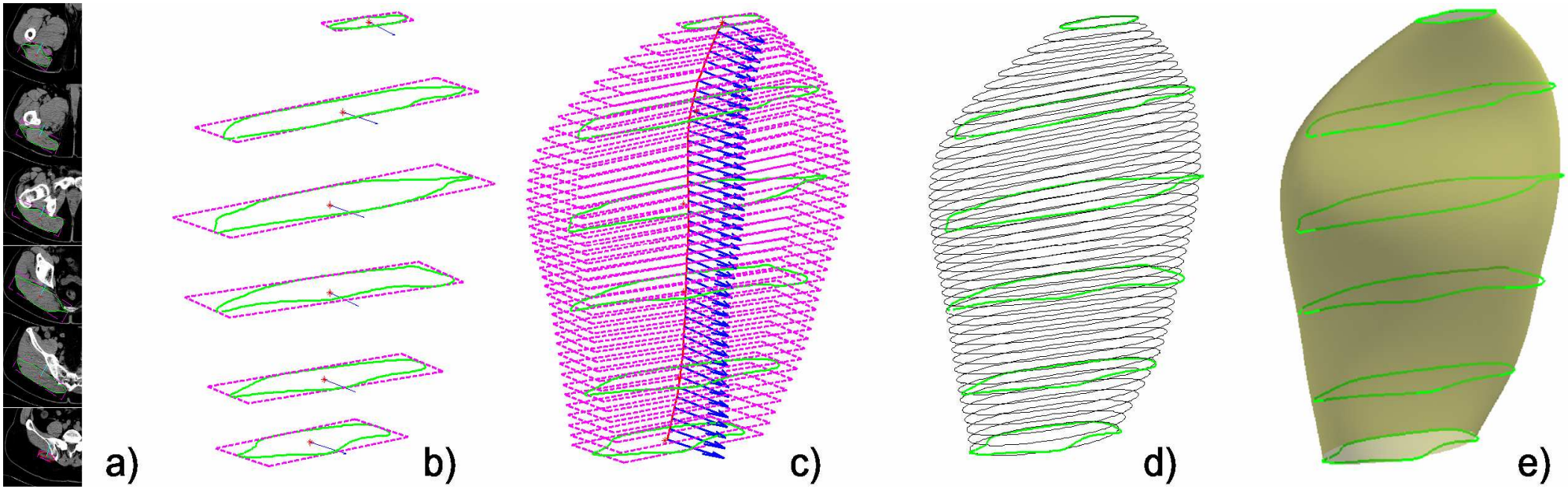



**Figure 26: Construction de l'objet paramétré pré-personnalisé (exemple du muscle *Gluteus maximus*).**
**Coupes sélectionnées et contours du muscle *Gluteus Maximus***
**contour dans le repère 3D et paramètres associés (B,θ,L et l)**
**Représentation des paramètres calculés pour toutes les images**
**Construction des ellipses associées aux paramètres de chaque image**
**Génération de l'objet paramétré pré-personnalisé**

6. A partir des ellipses ainsi construites, une surface représentant l'objet paramétré pré-personnalisé pré-personnalisé est alors générée (*Figure 26)*.

7. Afin de personnaliser cet objet paramétré pré-personnalisé, nous avons adapter un algorithme de transformation géométrique non-linéaire [TROC93] (voir ANNEXE B). Cette transformation consiste à définir des points de contrôle sur l'objet à déformer et les points d'évaluation associés qui déterminent pour chaque point de contrôle leur position après déformation. A partir de ce jeu de points, une fonction de transformation non linéaire est définie par une transformation de corps rigide associée à une fonction de variance. Cette fonction de transformation est alors appliquée à l'ensemble des points de l'objet à déformer pour obtenir l'objet final. Dans notre cas, les points de contrôle sont donc les points définissants les ellipses pour les coupes $C_i$ et les points d'évaluation sont les points décrivant les contours musculaires sur les coupes $C_i$ (*Figure 27*). Les ellipses et les contours musculaires sont discrétisés en un même nombre de points. Ainsi, au terme de ce processus, l'objet représentant la reconstruction tridimensionnelle du muscle passe exactement par les contours tracés sur les coupes $C_i$.

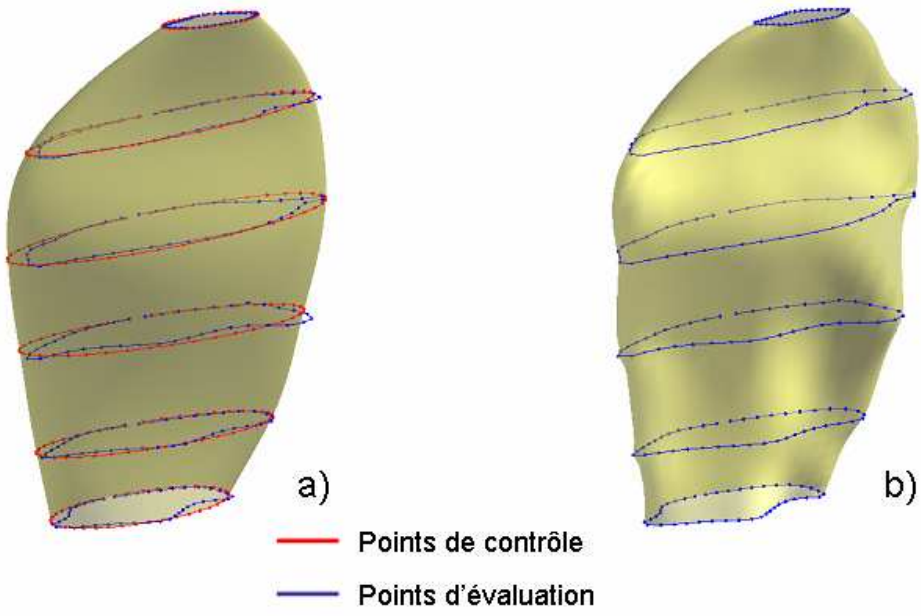



**Figure 27 : Krigeage de l'objet paramétré pré-personnalisé du muscle *Gluteus maximus* sur les contours tracés sur les images $C_i$**
**a) objet paramétré pré-personnalisé avec points de contrôle et points d'évaluation**
**b) reconstruction finale avec points d'évaluation après déformation**

Les points d'évaluation sont regroupés par plan, chaque plan correspondant à une image $C_i$ axiale. Cette disposition des points d'évaluation et de contrôle abouti à un objet déformé finale présentant des irrégularités de formes marquées (*Figure 28 b*). Une évolution de la fonction de transformation non-linéaire (voir ANNEXE B) permet de réduire ces défauts de forme et d'obtenir une reconstruction volumique du muscle plus physiologique.

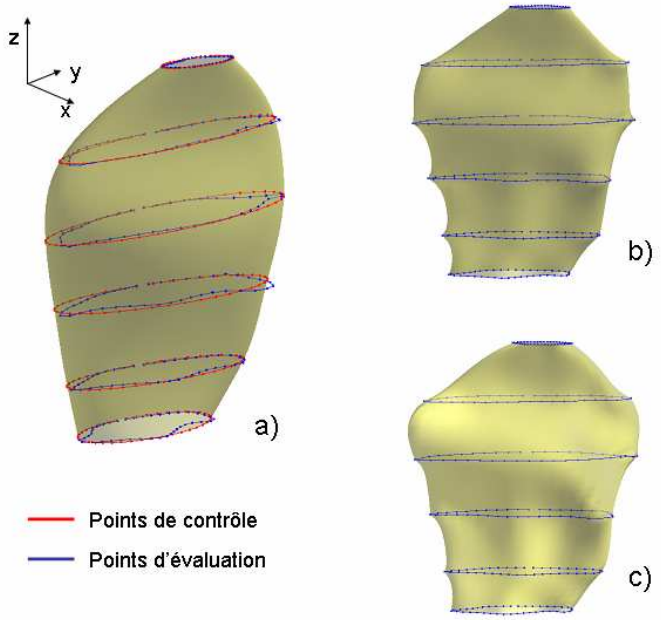



**Figure 28 : Krigeage de l'objet paramétré pré-personnalisé**
**a) objet paramétré pré-personnalisé avec points de contrôle et d'évaluation**
**b) objet final déformé en considérant la fonction de krigeage originale**
**c) objet final déformé en considérant la fonction de krigeage modifiée**

Au terme de ce processus, une reconstruction tridimensionnelle du muscle est alors obtenue, et son volume peut ainsi être estimé.

### *5.2.2. Amélioration du logiciel de contourage musculaire*

La méthode d'obtention du volume musculaire décrite précédemment nécessite le contourage manuel du muscle sur un nombre réduit de coupes. La revue de littérature (*Chapitre* 2) et la recherche de progiciel dédié ne nous pas permis d'identifier un outil existant adapté à notre besoin. Une précédente application a été développée au LBM au cours de la Thèse de V. Pomero portant sur l'étude de la musculature du tronc [POME01].

Une amélioration de ce logiciel a été réalisée, en y intégrant des fonctionnalités spécifiques liées au contourage des muscles de la hanche à partir d'images CT-scan. La *Figure 29* montre les différentes étapes de contourage d'une coupe CT-scan.

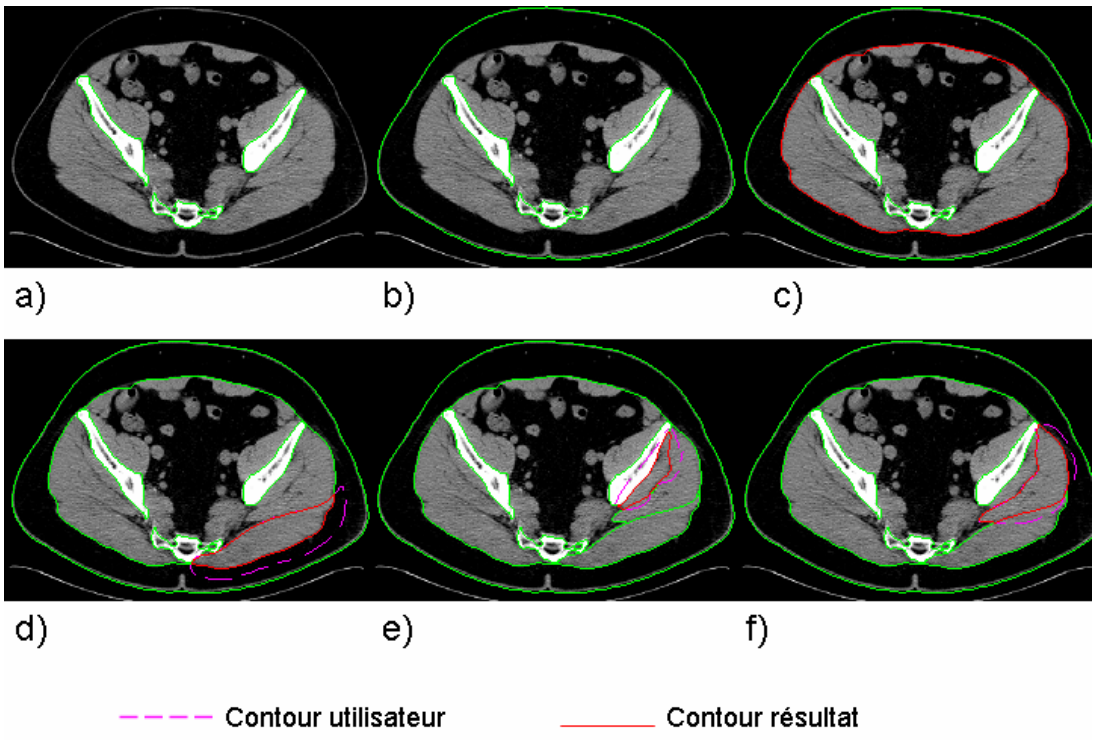



**Figure 29 : Étapes de contourage**

Les étapes du contourage sont alors les suivantes :

1. Seuillage des structures osseuses contenues dans l'image (Figure 29 a).
2. Détection automatique par seuillage de l'enveloppe corporelle (Figure 29 b).
3. Détection semi-automatique par seuillage de la limite de la graisse sous cutanée (Figure 29 c) et une correction manuelle est réalisée si nécessaire.
4. Pour chaque contour musculaire à définir, l'utilisateur trace le contour sans tenir compte des interfaces entre les objets déjà détectés sur l'image et le muscle en cours de contourage (contour en pointillé). Le contour résultat est calculé en tenant compte des objets déjà identifiés sur la coupe (Figure 29 d,e,f). Ce processus permet un gain de temps pour le contourage et améliore grandement la convivialité du procédé de contourage manuel.

### *5.2.3. Gestion des interpénétration*

La génération des géométries tridimensionnelles musculaires par la méthode présentée dans cette partie est conduite pour chacun des muscles indépendamment des autres. Ainsi, ce processus conduit à des interpénétrations des volumes musculaires. Afin de corriger les géométries, un algorithme de détection des points de l'objet A en interpénétration avec l'objet B a été mis en place. Les points de l'objet A ainsi détectés sont alors rétroprojetés sur la surface de l'objet B. Le choix de l'ordre dans lesquelles les objets sont corrigés a été déterminé afin de d'ajuster les surfaces convexes sur les surfaces concaves. Par exemple, le muscle *gluteus medius* est ajusté par rapport au muscle *gluteus maximus*.

### *5.2.4. Quantification de l'infiltration graisseuse intra-musculaire*

A partir des mêmes contours ainsi digitalisés qui sont utilisés pour la reconstruction tridimensionnelle du muscle, une quantification du tissu adipeux infiltré dans le muscle est proposée.
Une limite inférieure de la densité du tissu musculaire et une limite inférieure pour la densité du tissu graisseux ont été fixées à partir de l'analyse bibliographique concernant l'étude du tissu musculaire par CT-scan (*Chapitre 2*). Ainsi, le tissu musculaire est défini par une densité supérieure à 30 UH [GOOD00b] et le tissu adipeux par les densités inférieures à –75UH [LIU93; KIM03]. Pour chaque contour, l'histogramme des pixels contenus dans la description du muscle sur l'image permet de comptabiliser les pixels correspondant à du tissu musculaire et graisseux (*Figure 30*).

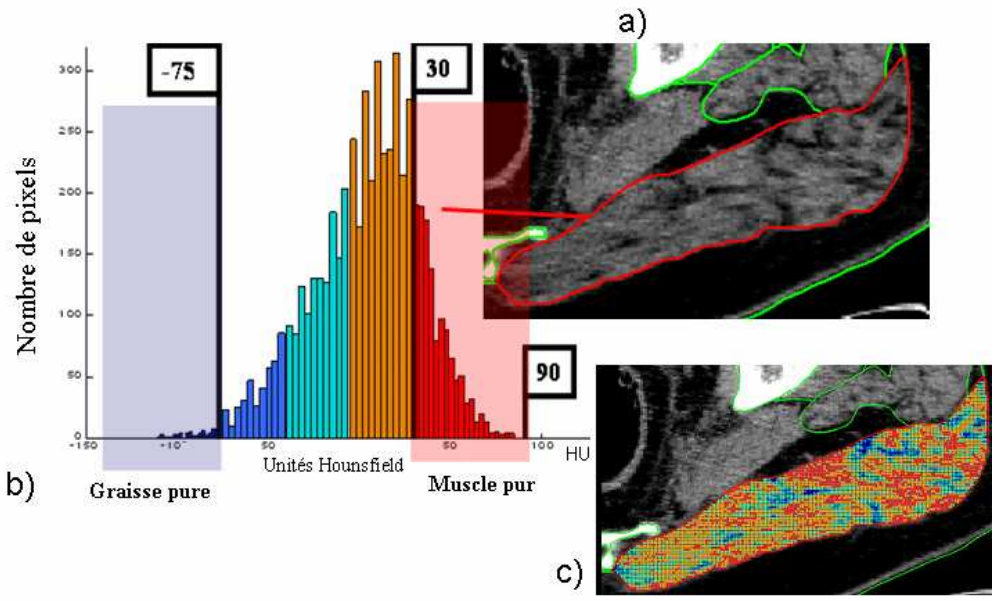



**Figure 30 : Quantification de l'infiltration graisseuse intra-musculaire (exemple muscle *Gluteus maximus*)**
**a) contour musculaire analysé**
**b) histogramme des pixels contenus dans le contour, avec les limites du tissu musculaire pur et la limite supérieure du tissu graisseux pur. Les volumes partiels sont traités à l'aide d'une relation linéaire entre le contenu en graisse et la densité du pixel**
**c) cartographie de l'infiltration avec le code couleur identique à l'histogramme**

L'histogramme de *la Figure 30* présente pour le muscle *gluteus maximus,* la répartition des pixels contenus dans le contour musculaire. On note une forte proportion de pixels dont la densité se situe entre les deux seuils. Ces pixels correspondent à des volumes partiels contenant un mélange de tissu graisseux et musculaire. Trois classes ont alors été définies, ([-75UH -40UH[ , [-40UH -6UH[ [-6UH 30UH[). A chaque classe correspond un pourcentage de tissu non contractile dans le voxel, 25% pour la première classe et 50% et 75% pour les deux suivantes (*Figure 30*). Ainsi pour un contour donné, il est possible de calculer les proportions de tissus musculaires et graisseux.

En considérant les coupes $C_i$ pour un muscle donné et en quantifiant l'infiltration graisseuse intra-musculaire pour chacun des contours musculaires présents, un indice d'infiltration est calculé à partir de la moyenne des proportions en tissu graisseux de chaque contour. Cet indice vaut 0 si aucune infiltration n'est présente et 1 si aucun tissu musculaire n'est identifié.

### *5.2.5. Évaluation de la méthode*

Les CT-scan pelvien axial de 5 sujets ont été utilisés afin d'établir l'erreur de reconstruction des volumes des principaux muscles de la hanche (Tableau 6). L'acquisition des coupes axiales débute quelques centimètres au dessus des crêtes iliaques et s'arrête 5cm en dessous du petit trochanter. L'épaisseur des coupes est de 5mm avec un gap égal à 5mm. Le diamètre de reconstruction est 460mm, conduisant à une résolution des pixels de 0.9*0.9mm². Pour chaque acquisition CT-scan, un fantôme de calibration en résine d'époxy, dont la densité est équivalente à celle de l'eau (0 UH), a été placé sur le côté du sujet afin de contrôler la dérive du système d'acquisition.

**Tableau 6 : Caractéristiques des cinq sujets**

| Sujet | Age | Sexe | Poids (Kg) | Taille (cm) | IMC ($Kg.m^{-2}$) | Nombre de coupes de la séquence CT-scan |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Sujet 1 | 65 | M | 80 | 170 | 27,7 | 52 |
| Sujet 2 | 37 | F | 52 | 162 | 19,8 | 45 |
| Sujet 3 | 25 | F | 66 | 160 | 25,8 | 50 |
| Sujet 4 | 39 | M | 76 | 173 | 25,4 | 53 |
| Sujet 5 | 39 | M | 70 | 173 | 23,4 | 54 |

IMC : Indice de masse corporelle.

Les muscles *Gluteus maximus, Gluteus Medius, Gluteus Minimus, Fascia lata tensor* et *Sartorius* sont reconstruits. Le choix s'est porté sur ces muscles car ce sont les muscles les plus volumineux de la hanche et leur orientation proximale-distale les rend plus accessibles sur une séquence CT-scan axiale.

Dans un premier temps, les muscles sont reconstruits entièrement en contourant toutes les coupes disponibles pour chacun d'eux. Les reconstructions tridimensionnelles ainsi obtenues sont alors considérées comme les objets muscles de référence, servant de base pour évaluer les volumes musculaires reconstruits à l'aide de la méthode décrite précédemment. Le nombre moyen de coupes où sont présents chacun des muscles inclus dans l'étude est indiqué dans le *Tableau 7*.

Ensuite, pour chaque sujet, deux jeux de reconstruction (appelée RN1 et RN2) des muscles inclus dans l'étude sont obtenus en utilisant la méthode précédemment décrite. Chaque jeu de reconstruction utilise un nombre différent de coupes pour reconstruire le volume musculaire (*Tableau 7*), afin d'obtenir un ordre de grandeur de la sensibilité de la précision des volumes reconstruits en fonction du nombre de coupes utilisé.

**Tableau 7 : Caractéristiques des reconstructions tridimensionnelles des muscles : nombre moyen d'images où le muscles est présent pour les 5 sujets de l'étude et nombre de coupes utilisé pour chacune des reconstructions RN1 et RN2 obtenue par la méthode précédemment décrite.**

| Muscle | Nombre moyen de coupes utilisées pour l'objet de référence | Nombre de coupes utilisé pour les reconstructions | |
|---|---|---|---|
| | | RN1 | RN2 |
| *Gluteus Maximus* | 40 | 4 | 6 |
| *Gluteus Medius* | 30 | 4 | 6 |
| *Gluteus Minimus* | 19 | 3 | 5 |
| *Fascia Lata Tensor* | 26 | 3 | 5 |
| *Sartorius* | 26 | 3 | 5 |

L'indice d'infiltration est également calculé pour les reconstructions RN1 et RN2 et pour les objets de référence, l'indice d'infiltration est calculé en considérant le volume de tissu graisseux divisé par le volume de tissu musculaire (*Figure 31*). L'erreur d'estimation de l'infiltration est obtenue en comparant les valeurs obtenues pour les reconstructions RN1 et RN2 avec les indices d'infiltration mesurés sur les objets de référence. La valeur moyenne des écarts et leur écart type sont calculés afin d'estimer l'erreur de mesure.

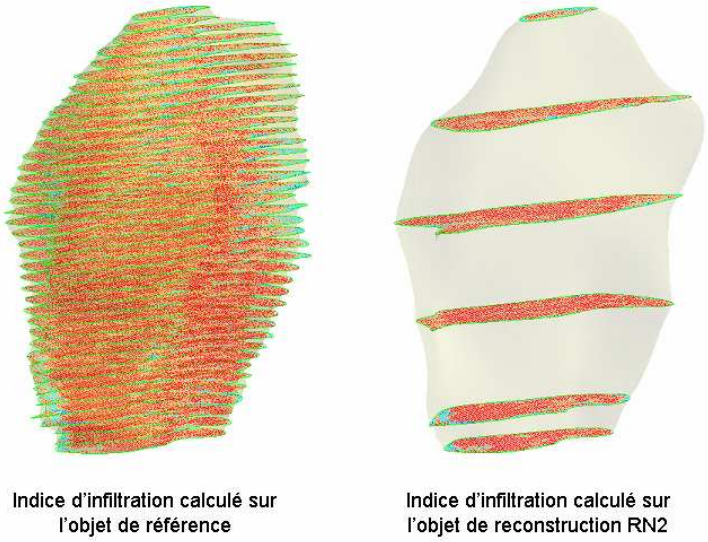



**Figure 31 : Principe de calcul de l'indice d'infiltration à partir de l'objet de référence et des reconstructions RN1 et RN2**
**Représentation en 3D des contours musculaires utilisés pour calculer l'indice d'infiltration avec code couleur (rouge : pixel tissu musculaire, bleu: tissu graisseux infiltré)**

Pour chaque reconstruction (reconstruction de référence, RN1 et RN2), le volume musculaire est calculé. Les reconstructions RN1 et RN2 sont finalement comparées à la reconstruction de référence pour chaque sujet par l'intermédiaire du volume et de l'indice d'infiltration. De plus, l'erreur de forme pour chaque muscle est évaluée par la distance entre chaque point des reconstructions RN1 et RN2

et la surface de l'objet référence. Ainsi la moyenne de ces distances, la moyenne quadratique[3] (dont le double correspond à la distance à laquelle sont compris 95% des points) et la distance maximale sont les indices calculés qui permettent d'accéder à l'erreur de reconstruction

## 5.3. RÉSULTATS

Les cinq acquisitions CT-scan ont pu être exploitées et la description manuelle des contours musculaire a été réalisée. Les densités mesurées sur le fantôme de densité équivalente à l'eau montrent une valeur moyenne de 1.93 UH pour un écart type de 2.15 UH. Ainsi, la faible variation de cette mesure de densité pour ce fantôme permet de comparer les densités mesurées sur les cinq acquisitions.

A partir des contours musculaires, la reconstruction de référence et les reconstructions RN1 et RN2 ont été obtenues pour les muscles de la hanche inclus dans cette étude. Un exemple de reconstruction est présenté sur la Figure 32.

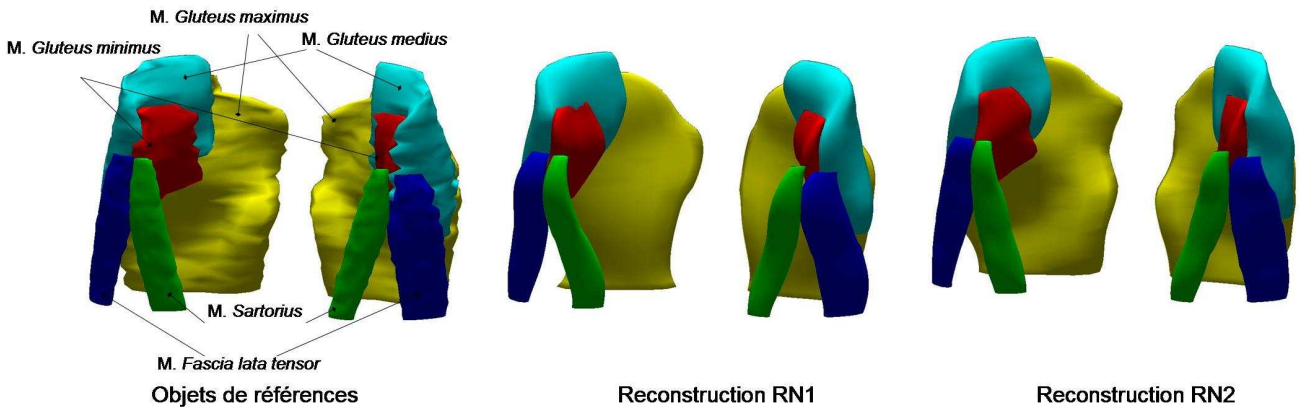



**Figure 32 : Reconstruction (RN1) des muscles de la hanche pour le sujet 1**

Le *Tableau 8* présente les différences des volumes calculées à partir des reconstructions RN1 et RN2 par rapport aux objets de référence correspondants. Concernant la reconstruction RN1, dont le nombre de coupes utilisées pour la reconstruction est indiqué dans le *Tableau 7*, l'erreur sur le volume estimé est en moyenne de 6.6% en considérant tous les muscles reconstruits et l'erreur maximale est de 11.4%. Cependant il est a noter que la plus grande différence entre les volumes reconstruits et les objets de référence sont obtenus pour le muscle présentant les plus petits volumes (muscle *Sartorius*).

Pour les reconstructions RN2, dont le nombre de coupes utilisé pour obtenir les reconstructions musculaires est supérieur à ceux utilisés pour les reconstructions RN1, les erreurs de volume sont nettement inférieures avec une erreur moyenne de 2.6%. L'écart maximal entre le volume reconstruit et le volume de référence correspondant est alors de 5.3%.

[3] Noté RMS dans la suite du document

**Tableau 8 : Erreur des volumes reconstruits (reconstruction RN1 et Reconstruction RN2) par rapport aux objets de référence**

| | | sujet 1 | | sujet 2 | | sujet 3 | | sujet 4 | | sujet 5 | | Moyenne pour les 5 sujets |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | gauche | droit | gauche | droit | gauche | droit | gauche | droit | gauche | droit | |
| ***Gluteus Maximus*** | **Erreur volume Reconstruction RN1** | 0,7% | 4,0% | 5,6% | 8,5% | 1,9% | 2,7% | 6,0% | 6,8% | 5,1% | 0,4% | **4,2%** |
| | **Erreur Volume Reconstruction RN2** | 0,4% | 1,4% | 3,9% | 3,1% | 2,0% | 4,2% | 2,0% | 2,4% | 3,3% | 1,2% | **2,4%** |
| | **Volume de l'objet reference (cm³)** | 795,7 | 832,0 | 486,3 | 501,1 | 483,3 | 484,3 | 803,9 | 714,3 | 745,8 | 814,9 | **666,1** |
| ***Gluteus Medius*** | **Erreur volume Reconstruction RN1** | 12,3% | 9,2% | 6,5% | 2,2% | 7,1% | 0,7% | 13,5% | 1,9% | 8,1% | 7,9% | **6,9%** |
| | **Erreur Volume Reconstruction RN2** | 1,3% | 2,4% | 0,3% | 1,0% | 2,2% | 0,0% | 0,6% | 3,1% | 0,8% | 1,1% | **1,3%** |
| | **Volume de l'objet reference (cm³)** | 372,0 | 351,7 | 267,7 | 255,7 | 259,5 | 228,5 | 409,5 | 351,6 | 397,8 | 382,2 | **327,6** |
| ***Gluteus Minimus*** | **Erreur volume Reconstruction RN1** | 5,3% | 0,4% | 6,1% | 4,4% | 6,6% | 5,4% | 0,6% | 10,6% | 2,0% | 1,8% | **4,3%** |
| | **Erreur Volume Reconstruction RN2** | 0,1% | 4,4% | 1,2% | 0,5% | 2,2% | 0,9% | 4,5% | 3,0% | 4,4% | 1,2% | **2,2%** |
| | **Volume de l'objet reference (cm³)** | 95,1 | 100,2 | 75,0 | 75,3 | 76,9 | 82,6 | 83,4 | 84,7 | 94,2 | 99,4 | **86,7** |
| ***Fascia Lata Tensor*** | **Erreur volume Reconstruction RN1** | 14,4% | 13,0% | 14,4% | 10,9% | 6,0% | 5,1% | 11,6% | 9,7% | 19,9% | 9,1% | **11,4%** |
| | **Erreur Volume Reconstruction RN2** | 2,5% | 5,2% | 3,1% | 0,0% | 2,6% | 7,2% | 3,1% | 1,7% | 2,3% | 1,1% | **1,9%** |
| | **Volume de l'objet reference (cm³)** | 50,4 | 38,3 | 58,6 | 57,8 | 32,5 | 30,3 | 79,3 | 76,1 | 69,6 | 78,1 | **57,1** |
| ***Sartorius*** | **Erreur volume Reconstruction RN1** | 3,9% | 3,5% | 11,5% | 10,0% | 0,4% | 5,1% | 6,3% | 4,1% | 9,1% | 8,6% | **6,3%** |
| | **Erreur Volume Reconstruction RN2** | 3,5% | 3,3% | 9,8% | 6,9% | 10,0% | 3,2% | 2,1% | 0,1% | 6,0% | 7,9% | **5,3%** |
| | **Volume de l'objet reference (cm³)** | 28,3 | 31,1 | 26,3 | 28,7 | 22,9 | 28,3 | 44,2 | 34,6 | 36,6 | 38,8 | **32,0** |
| | | | | | | **Erreur moyenne des volumes Reconstruction RN1** | | | | | | **6,6%** |
| | | | | | | **Erreur moyenne des volumes Reconstruction RN2** | | | | | | **2,6%** |

L'erreur sur la forme des muscles reconstruits, calculée à partir des distances points-surface avec l'objet référence, qui est de 2.0 mm pour les reconstructions RN1 (avec une moyenne quadratique de 2,9 mm et un maximum de 14,1 mm) est réduite à 1.2 mm (avec une moyenne quadratique égale à 1,7 mm et un maximum de 13,1 mm).

**Tableau 9 : Erreur sur la forme des objets des reconstruction RN1 et RN2 par rapport aux reconstructions trdimensionnelles de référence.**

| | **Reconstruction RN1** | **Reconstruction RN2** |
|---|---|---|
| Erreur moyenne (mm) | 2,0 | 1,2 |
| 2*RMS (mm) | 5,8 | 3,4 |
| Erreur maximale (mm) | 14,5 | 13,1 |

Les indices d'infiltration, calculés soit à partir de toutes les coupes pour l'objet de référence, ou uniquement à partir des coupes sélectionnées pour les reconstructions RN1 et RN2, sont présentés *Figure 33*.

La différence moyenne entre les indices calculés à partir des objets de référence et les indices issus des reconstructions est de 0.02 pour les reconstructions RN1 (avec un écart type de 0.03 et une différence maximale égale à 0.07) et de 0.01 pour les indices calculés à partir des reconstructions RN2 (avec un écart type de 0.02 et une différence maximale égale à 0.04).

Afin d'établir les corrélations entre les deux indices d'infiltration calculés à partir de la référence et des reconstructions RN1 et RN2 les coefficients de corrélation de Spearman ont été calculés et sont présentés dans le *Tableau 10*.

**Tableau 10 : Coefficients de corrélation de Spearman entre les indices d'infiltration calculés à partir des objets de référence et les objets issus des reconstructions RN1 et RN2**

| **Coefficient de corrélation de Spearman** | *Reconstruction RN1* | *Reconstruction RN2* |
|---|---|---|
| *Reconstruction de Référence* | 0,969$^{\dagger}$ | 0,973$^{\dagger}$ |

$^{\dagger}$: $p < 0,01$

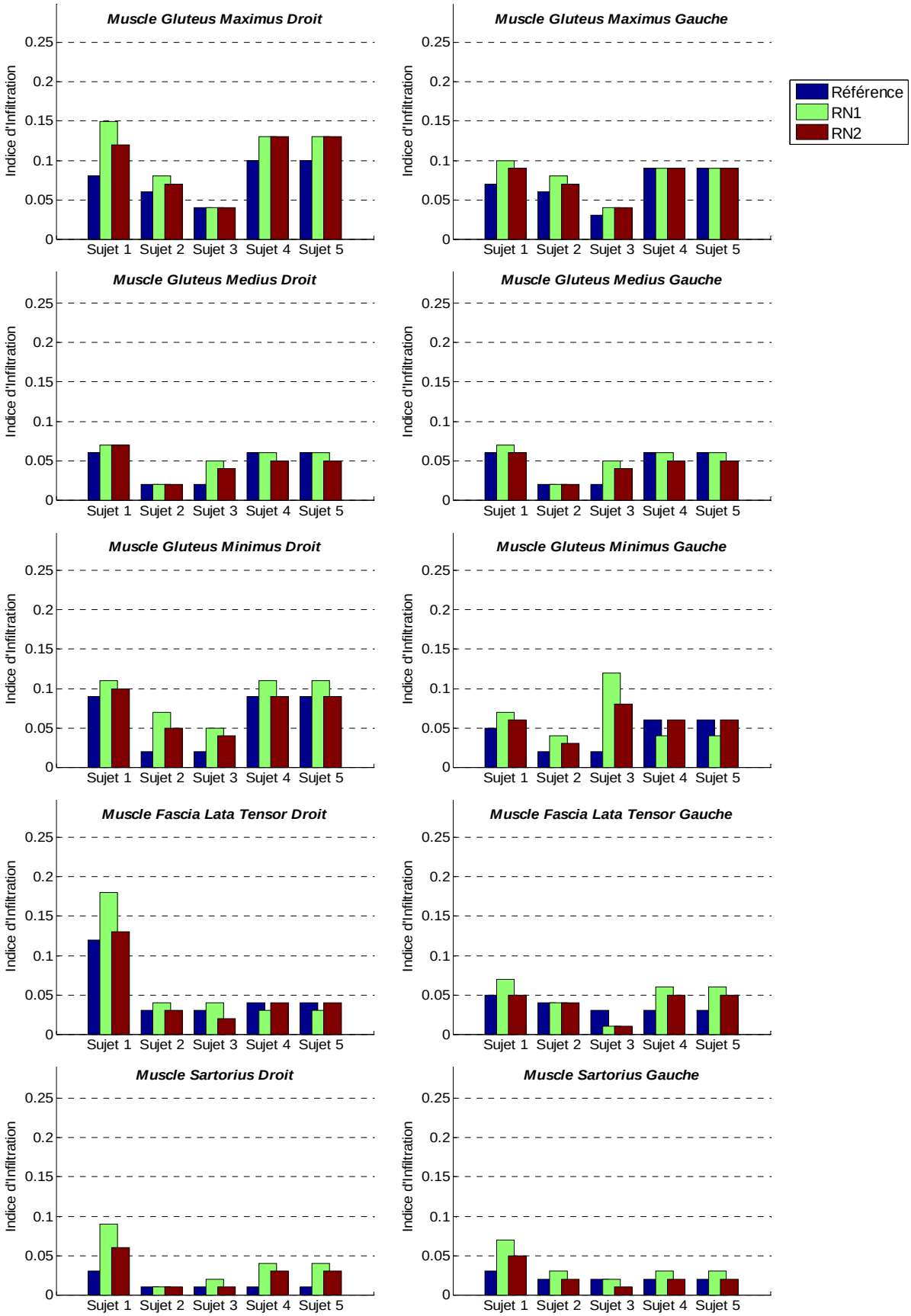



**Figure 33 : Indice d'infiltration des objets de référence et des reconstructions RN1 et RN2**

## 5.4. ANALYSE DES RÉSULTATS ET DISCUSSION SUR LA MÉTHODE

La méthode originale de reconstruction tridimensionnelle de muscles présentée au cours de ces travaux a permis l'obtention des reconstructions volumiques des muscles de la hanche pour 5 sujets ainsi qu'une quantification de l'infiltration graisseuse des muscles. Cette méthode se base sur la déformation sous contraintes d'un objet paramétré pré-personnalisé, construit à l'aide de primitives géométriques simples.

Une évaluation de la précision des reconstructions tridimensionnelles musculaires est obtenue, en termes d'erreur de volume et d'erreur de forme. Les objets de référence sont alors construits par un contourage systématique des muscles sur toutes les coupes axiales acquises. L'erreur sur le volume est alors en moyenne de 6,6% pour les reconstructions obtenues avec le jeu de coupes sélectionnées RN1 et atteint 2,6% si pour chaque muscle deux coupes supplémentaires sont utilisées pour la génération du volume du muscle (RN2)

Cette erreur sur le volume musculaire est inférieure à celle obtenue sur l'estimation du volume musculaire basée sur un contourage manuel d'un nombre réduit de coupes mais en assimilant la forme du muscle a cône tronqué [MITS98; LUND02]. Lund *et al.* ont estimé qu'à partir du seuil de 4 coupes utilisées pour estimer le volume d'un muscle qui est présent au total sur 50 coupes, l'erreur sur le volume dépasse les 16% [LUND02]. De plus, les volumes musculaires évalués dans cette étude concernent des muscles à géométrie relativement plus simple (muscle *tibiais anterior* et muscle *extensor digitorum longus*) que certains muscles inclus dans la présente étude, notamment les muscles fessiers.

Le gain en précision d'évaluation du volume s'accompagne d'un gain en temps de traitement nécessaire à l'obtention du volume musculaire. Ainsi, le temps de traitement d'un sujet est de l'ordre de 20-30 min pour le contourage manuel des muscles sur les coupes sélectionnées pour reconstruire les volumes et de 10 min de génération des 10 volumes musculaires. Mais une reconstruction tridimensionnelle des volumes musculaires à partir d'un contourage systématique des muscles inclus dans cette étude sur toutes les coupes de la séquence nécessite un temps de traitement de l'ordre de 3h-4h.

Concernant l'erreur sur la forme, évaluée à l'aide des distance entre les points définissant la reconstruction tridimensionnelle du muscle et l'objet de référence correspondant, celle-ci est en moyenne inférieure à 2 mm pour les deux groupes de reconstruction (RN1 et RN2) avec un maximum de 14,5 mm.

Cependant, ces erreurs sont à prendre avec précaution car les objets de référence obtenus présentent eux-mêmes une erreur de forme, du fait de la distinction parfois délicate des contours musculaires sur les images.

Plusieurs techniques de reconstruction tridimensionnelle sont proposées dans la littérature pour obtenir des géométries personnalisées d'os relativement complexes tel que le bassin ou une vertèbre. Certaines sont basées sur l'utilisation d'un objet générique moyen qui est personnalisé avec l'aide d'informations tirées de radiographies stéréo correspondantes [MITT00; LAPO03] et/ou par

l'intégration de considérations statistiques [FLEU99; BENA02; POME04]. Toutes ces techniques nécessitent la définition de points caractéristiques de la forme géométrique afin de contrôler précisément la déformation de l'objet générique. Concernant la géométrie des muscles, il est très difficile de définir de telles caractéristiques. Ainsi, il est délicat de prendre en compte la grande variabilité inter individuelle des volumes musculaires à partir d'un objet générique moyen. Dans la méthode de reconstruction proposée dans ces travaux, la génération d'un objet paramétré pré-personnalisé basé sur l'exploitation des contours musculaires décrits sur les images permet de pallier à cette difficulté.

De plus, la méthode de reconstruction présentée ici ne fait appel à aucun algorithme de traitement d'image, elle est donc indépendante de la modalité d'imagerie, et peut ainsi être employée et mise en œuvre à partir d'images CT-scan ou IRM.

Bien sûr, certaines limitations existent. Tout d'abord, il n'est pas possible de reconstruire des muscles composés de plusieurs chefs (comme le muscle *iliopsoas*), à moins de considérer chacun comme un muscle à part entière. Mais cette considération pose le problème du repérage visuel sur les images CT-scan ou IRM pour délimiter les chefs entre eux. D'autre part, afin d'obtenir une reconstruction personnalisée, il est nécessaire que l'orientation des coupes imagerie définie par leur normale ne soit par trop éloignée de la direction longitudinale du muscle à reconstruire. Par exemple, parmi les muscles de la hanche, le muscle *quadratus externus* dont le trajet est quasi horizontal, ne peut être reconstruit du fait de l'inadéquation de son trajet avec l'orientation axiale des coupes CT-scan.

La comparaison des indices d'infiltration calculés à partir de toutes les coupes avec ceux calculés à partir d'un nombre réduit de coupes (reconstructions RN1 et RN2) montre une surévaluation systématique de l'infiltration graisseuse intra musculaire lorsque cette mesure est effectuée en considérant uniquement quelques coupes (de 3 à 6 coupes dans cette étude). Cependant, les variations inter-individuelles en termes d'infiltration graisseuse sont respectées.
Mais ce résultat ne peut être généralisé à l'ensemble du système musculaire En effet, la répartition en charge graisseuse d'un muscle dépend de nombreux facteurs, dont on peut citer la qualité d'innervation, la vascularisation. De plus, les sujets considérés dans cette étude ne présentent aucune pathologie neuromusculaire. Pour une population symptomatique, par exemple des sujets atteints d'une myopathie, cette répartition de l'infiltration graisseuse au sein du volume musculaire varie sûrement selon la pathologie du sujet.

## 5.5. CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

La méthode de reconstruction tridimensionnelle personnalisée développée permet ainsi de quantifier le volume musculaire, mais également l'obtenir la géométrie personnalisée du muscle et cela dans un temps de traitement des images nettement réduit par rapport à un contourage systématique des muscles sur les images.

Ces géométries musculaires peuvent être utilisées comme des solutions initiales pour des algorithmes de traitements permettant d'affiner les reconstructions musculaires. D'autre part, les volumes musculaires personnalisés ainsi obtenus peuvent être le support d'un maillage volumique dans le but d'une modélisation par éléments finis. Une modélisation préliminaire de la hanche incluant les muscles est proposée par la suite (*Chapitre 7*).

Parallèlement à la reconstruction volumique du muscle, une quantification de l'infiltration graisseuse à partir des images CT-scan est réalisée à partir de l'exploitation des contours musculaires utilisés pour la génération du volume. Cette étude montre la validité de la quantification de l'infiltration graisseuse du volume musculaire à partir d'un nombre réduit de coupes.

Enfin, plus largement, cette quantification du tissu musculaire proposée ici présente un intérêt dans de nombreuses situations cliniques et biomécaniques. Cet aspect fondamental de cette étude peut ouvrir de nouveaux champs d'exploration du système musculaire.

Cette avancée permet l'exploration quantitative des muscles de la hanche sur une population plus large ne présentant pas de pathologie neuromusculaire (*Chapitre 6*). D'ores et déjà, ces techniques ont été utilisées en parallèle de cette thèse, par un doctorant du LBM pour caractériser les muscles du rachis lombaires [GILL07].

Le chapitre suivant concerne l'exploitation de cette méthode d'étude quantitative des muscles de la hanche afin d'analyser la variabilité inter individuelle. Ces données quantitatives des muscles de la hanche permettront

# Chapitre 6: ÉTUDE QUANTITATIVE PAR CT-SCAN DE LA VARIABILITE DES MUSCLES DE LA HANCHE

## 6.1. INTRODUCTION

La variabilité inter-individuelle des volumes musculaires des muscles de la hanche est très mal connue, ainsi que les disparités en termes d'infiltration graisseuse intra-musculaire et de qualité du tissu musculaire.
La connaissance de la variabilité inter individuelle et des valeurs normales (en terme de volume et de qualité musculaire) pour une population ne présentant pas de pathologie neuromusculaire est un préalable avant d'explorer les muscles de la hanche pour des populations pathologiques et d'analyser l'influence de paramètres musculaires sur le risque de fracture de l'extrémité supérieure du fémur.
Ces connaissances fondamentales sur les muscles de la hanche seront par la suite un atout pour la réalisation d'une modélisation personnalisée en éléments finis.

Ainsi, l'objectif de ce chapitre est l'exploration quantitative des muscles de la hanche à partir de l'imagerie CT-scan pour une population non pathologique et balayant une large plage d'âge.
Cette étude présente deux intérêts. Tout d'abord un intérêt clinique. L'étude de sujets non pathologiques permet d'établir les valeurs normales de volume musculaire et de qualité du tissu musculaire. Deuxièmement, la construction d'un modèle en éléments finis musculo-squelettique nécessite la connaissance des données quantitatives musculaires afin d'en extraire leur variabilité pour renforcer la pertinence du modèle.

Ce travail a été mené en étroite collaboration avec E. Daguet, clinicien radiologue, en master 2 de recherche « Biologie cellulaire, Physiologie et Pathologie », spécialité « Biologie ostéo-articulaire et cranio-faciale, Biomatériaux, Biomorphologie » [DAGU06].

## 6.2. MATÉRIEL ET MÉTHODE

98 sujets sont inclus dans cette étude. Ils ont été recrutés au service de Radiologie de l'hôpital Lariboisière Saint-Louis (Paris) où ces patients venaient passer un examen CT-scan pelvien. Les critères d'inclusions sont la capacité psychologique à répondre au questionnaire de santé, pas de myopathie à la connaissance du sujet, pas d'antécédents chirurgicaux au niveau de la hanche et les femmes enceintes sont également exclues.

Ainsi, la population se compose de 57 hommes et 41 femmes et présente une moyenne d'âge de 54 ans (de 21 ans à 94 ans). Les caractéristiques de la population sont présentées dans le *Tableau 11*. Chaque sujet a donné son consentement libre et éclairé avant sa participation à l'étude et le protocole a été validé par le comité consultatif de protection des personnes pour la recherche biomédicale de l'Hôpital Saint Louis.

**Tableau 11 : Age, poids, taille et Indice de masse corporelle (IMC) de la population**

| | Moyenne (Ecart-Type) | Minimum | Maximum | Percentiles | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | | | | 25th | 50th | 75th |
| Age (année) | 54,3 (16) | 21 | 94 | 39,5 | 55 | 65 |
| Poids (Kg) | 73 (14,6) | 43 | 118 | 65 | 72 | 83,5 |
| Taille (cm) | 170 (8,5) | 149 | 198 | 165 | 171 | 175 |
| IMC ($Kg.m^{-2}$) | 25,3 (4,9) | 16,1 | 37,2 | 21,9 | 24,6 | 28,7 |

### *6.2.1. Acquisition CT-scan*

Les CT-scans de l'abdomen et du bassin ont été obtenus pour chaque sujet avec un scanner Mx 8000 CT scanner (Marconi, Medical Systems, Cleveland, OH), le sujet étant allongé les bras placés au dessus de la tête. Les images scanner ont une résolution de 0.90 x 0.90 mm² pour une matrice de 512 x 512 pixels. L'épaisseur des coupes axiale est fixée à 5 mm avec une intercoupe de 5 mm également. Un fantôme de calibration (European Forearm Phantom®, Rûegsegger & Kalender) est placé sous le flanc de chacun des sujets, ce fantôme contient une zone en résine époxyde, « équivalente eau », dont la mesure de densité permet de juger de la reproductibilité des mesures de densité à partir des acquisitions CT-scans des différents sujets.

### *6.2.2. Analyse quantitative musculaire*

Les muscles inclus dans cette étude sont les muscles *Gluteus maximus, Gluteus Medius, Gluteus Minimus, Fascia lata tensor* et *Sartorius*. Huit coupes d'analyse sont sélectionnées, quatre pour les muscles gauches et quatre pour les muscles droits. La procédure de sélection pour chacun des cotés gauche et droit se décompose comme suit :

1. Sélection de la première coupe passant par l'os coxal (*Figure 34*) : si au moins un pixel de l'os coxal dont la densité est supérieure à 150 UH, la coupe est alors identifiée comme la coupe de référence supérieure (REF_sup).
2. Sélection de la dernière coupe passant par l'ischion (*Figure 34*) : si au moins un pixel de l'os coxal dont la densité est supérieure à 150 UH, la coupe est identifiée comme la coupe de référence inférieure (REF_inf).
3. Les coupes d'analyse sont ensuite identifiées à partir de la distance, noté DIST_REF, entre les coupes REF_sup et REF_inf (*Figure 34*).
   - ✓ La première coupe d'analyse AN1 correspond à la coupe la plus proche de la distance 0.38*DIST_REF à partir de la coupe REF_sup.
   - ✓ La deuxième coupe d'analyse AN2 correspond à la coupe la plus proche de la distance 0.58*DIST_REF à partir de la coupe REF_sup.
   - ✓ La troisième coupe d'analyse AN3 correspond à la coupe la plus proche de la distance 0.80*DIST_REF à partir de la coupe REF_sup.
   - ✓ La quatrième coupe d'analyse AN4 correspond à la coupe REF_inf.

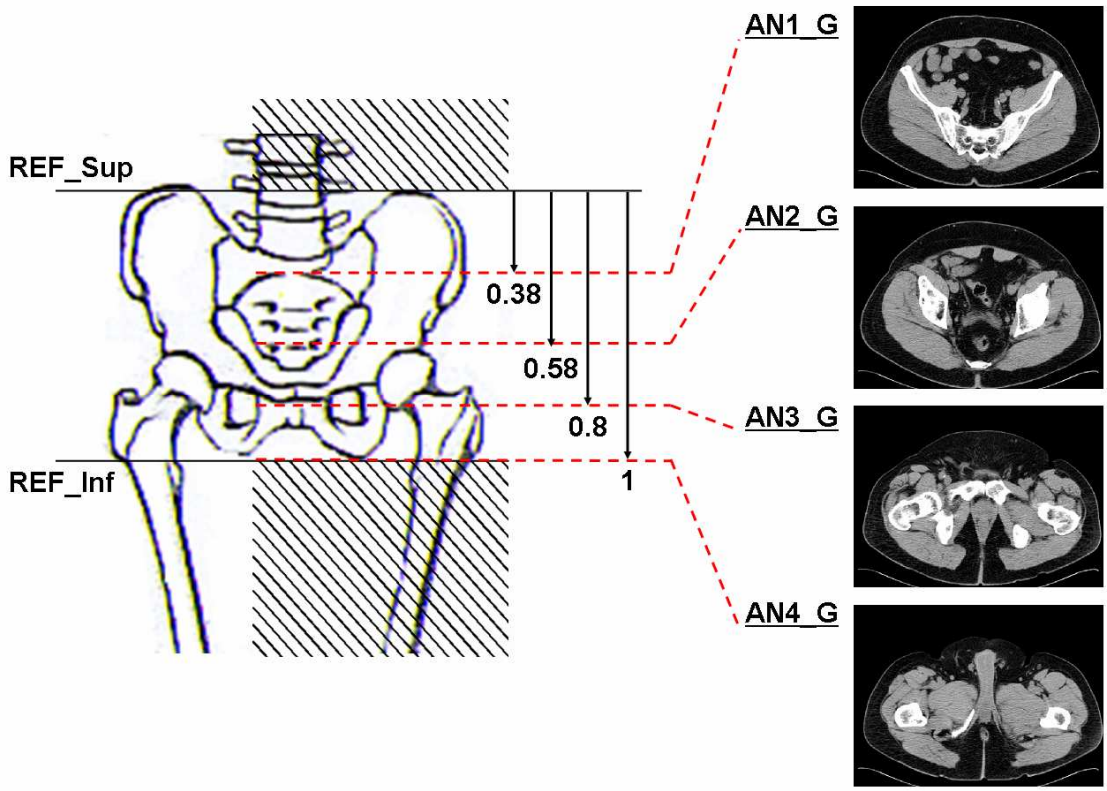



**Figure 34: Sélection des coupes d'analyse pour le côté gauche (pour le côte droit, la procédure est identique)**
**selection des coupes de référence REF_sup et REF_inf**
**Selection des coupes d'analyse (AN1_G…AN4_G) à l'aide des rapports de distance (0.38, 0.58, 0.8 et 1)**

Ainsi, le *Tableau 12* indique pour chacune des quatre coupes d'analyse (AN1 à AN4), les muscles inclus dans l'étude qui y sont présents.

**Tableau 12 : Présence des muscles étudiés sur les coupes d'analyse sélectionnées pour l'étude**

| | **AN1_G AN1_D** | **AN2_G AN2_D** | **AN3_G AN3_D** | **AN4_G AN4_D** |
|---|---|---|---|---|
| Muscle *Gluteus Maximus* | oui | oui | oui | oui |
| Muscle *Gluteus Medius* | oui | oui | | |
| Muscle *Gluteus Minimus* | oui | oui | | |
| Muscle *Tensor Fascia Lata* | | oui | oui | oui |
| Muscle *Sartorius* | | oui | oui | oui |

Une fois les coupes d'analyse repérées et identifiées, chaque muscle est contourné manuellement sur les images selon la procédure décrite dans le *Chapitre 5*.

#### 6.2.2.1. Reconstruction des volumes musculaires

A partir de contours musculaires, chaque volume musculaire compris entre sa limite basse et sa limite haute (*Tableau 13*) est obtenu selon la méthode décrite dans le *Chapitre 5*. Ainsi, le volume obtenu ne représente pas la totalité du muscle, mais juste la portion comprise entre la limite haute et sa limite basse. Ces volumes ainsi reconstruits seront appelés volumes réduits dans la suite du chapitre.

**Tableau 13 : Limite haute et basse des volumes musculaire reconstruits**

| | Limite Haute | Limite Basse |
|---|---|---|
| Muscle *Gluteus Maximus* | AN1 | AN4 |
| Muscle *Gluteus Medius* | AN1 | AN2 |
| Muscle *Gluteus Minimus* | AN1 | AN2 |
| Muscle *Tensor Fascia Lata* | AN2 | AN4 |
| Muscle *Sartorius* | AN2 | AN4 |

Afin de vérifier, si ces volumes musculaires réduits sont effectivement représentatifs du volume complet pour chacun des muscles, les géométries tridimensionnelles des muscles sont également reconstruites par un contourage systématique de toutes les coupes de l'acquisition CT-scan. Les volumes musculaires déterminés à partir de ces objets seront désignés par la suite volumes complets. Les corrélations entre les volumes complets et réduits seront analysées afin de justifier de l'exploitation des volumes réduits.

#### 6.2.2.2. Paramètres quantitatifs d'études du système musculaire

L'étude de l'histogramme des pixels contenus dans chaque contour musculaire permet une quantification de l'infiltration graisseuse à travers le calcul de l'indice d'infiltration (Ind_Inf) exprimé en pourcentage (*Chapitre 5*).

Afin de déterminer les valeurs seuils en densité pour le tissu musculaire et adipeux utilisés pour le calcul de l'indice d'infiltration, des zones d'intérêts calibrées (ROI) de 10 pixel*10 pixels sont positionnées dans le muscle *psoas* (qui ne présente pas généralement d'infiltration graisseuse) et dans la couche de graisse sous cutanée pour quatre sujets jeunes (moins de 30 ans) et sans aucun antécédent. Pour chacun des quatre sujets, quatre ROI sont placés dans la section du muscle *psoas* et quatre ROI au niveau de la graisse sous cutanée (*Figure 35*).
Ainsi, la moyenne de densité des ROI musculaires est calculée et les valeurs seuils en densité du tissu musculaire sont définies comme la moyenne plus ou moins deux écart-types. La même procédure est appliquée pour définir les limites en densité du tissu adipeux.

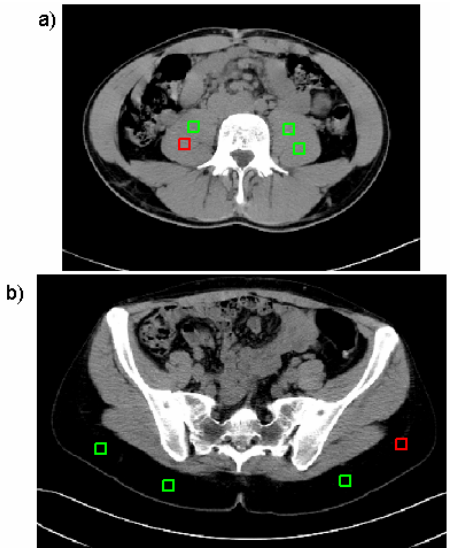



**Figure 35 : Positionnement des ROI sur les coupes pour définir les seuils de densité du tissu musculaire (a) et adipeux (b)**

La méthode de quantification de l'infiltration graisseuse décrite dans le *chapitre 5,* permet alors d'accéder à l'infiltration graisseuse utilisant les seuils pour le tissu musculaire et le tissu adipeux ainsi définis, pour tous les sujets de la population d'étude.

Afin de quantifier la qualité du tissu musculaire, la densité moyenne des pixels identifiés en tant que tissu musculaire est calculée pour chacun des muscles [LIU93; GOOD01; LARS06]. Ce paramètre sera désigné dans la suite du document par DM_TM.

#### 6.2.2.3. Étude de la reproductibilité des mesures et estimation de l'incertitude de mesure

Afin d'établir les reproductibilités intra observateur et inter observateurs des volumes musculaires réduits (Vm), des infiltrations graisseuses intramusculaires (ind_Inf) et de la densité moyenne du tissu musculaire (DM_TM), trois opérateurs ont analysé 30 sujets une fois et un opérateur a réalisé deux fois l'analyse des 30 sujets. Les reproductibilités sont évaluées à l'aide des coefficients de corrélation intra classe (CCI) qui sont compris entre -1 et +1 [SHRO79]. Les coefficients de corrélation intra classe se calculent à partir d'une ANOVA à un facteur pour la reproductibilité intra observateur, et d'une ANOVA à deux facteurs pour la reproductibilité inter observateurs.

En considérant la moyenne des carrés des écarts entre les observations (BMS) et de la moyenne des carrés des écarts intra-observation (WMS) de l'ANOVA à un facteur, le coefficient de corrélation intra classe caractérisant la reproductibilité intra observateur, noté $CCI_{1,1}$, s'obtient par la formule suivante :

$$CCI_{1,1} = (BMS - WMS) / (BMS + (K - 1) * WMS) \quad (4.)$$

En considérant la moyenne des carrés des écarts entre les observations (BMS) et l'erreur résiduelle (EMS), le coefficient de corrélation intra classe caractérisant la reproductibilité inter observateur, noté $CCI_{3,1}$, s'obtient par la formule suivante :

$$CCI_{3,1} = (BMS - EMS) / (BMS + (K - 1) * EMS) \quad (5.)$$

Ainsi, plus le coefficient de corrélation intra classe est proche de 1, plus la reproductibilité est forte et elle est jugée acceptable à partir de 0,8.

Afin de se positionner par rapport à la littérature, les coefficients de variation seront calculés car ils sont fréquemment employés pour établir la reproductibilité inter et intra observateurs de sections musculaires [LIU93; KLEI01; HOLM02]. Le coefficient de variation (CV) s'exprime à partir de la moyenne des carrés des écarts intra-observation (WMS) et de la moyenne des observations (m) en considérant la formule suivante [BLAN86] :

$$CV = \sqrt{WMS} / m * 100 \quad (6.)$$

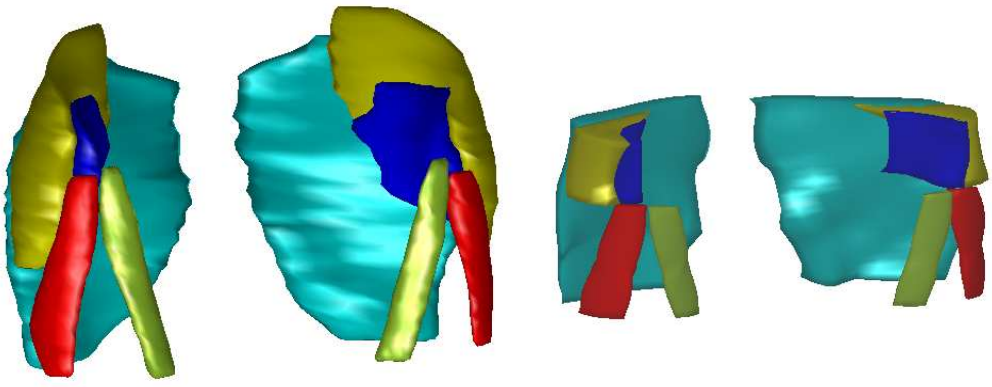
Enfin, l'erreur standard de mesure de l'estimé est évaluée pour les aires des contours manuels, les indices d'infiltration (ind_Inf), les volumes musculaires réduits (Vm) et les densités moyennes du tissu musculaire (DM_TM). Pour chacun de ces paramètres, la valeur moyenne est calculée à partir des quatre observations. L'écart type des différences entre les observations et les valeurs moyennes permet alors de définir l'erreur standard comme le double cet écart-type. Cette méthodologie suit les recommandations de la norme AFNOR NF X 07-001. L'incertitude élargie définie dans cette norme pour un intervalle de confiance à 95% correspond à l'erreur standard de l'estimé défini ci-dessus.

## 6.3. RÉSULTATS ET DISCUSSION

### *6.3.1. Fiabilité des mesures de volume et estimation des incertitudes de mesures*

#### 6.3.1.1. Volume musculaire de référence versus volume musculaire réduit

Les corrélations entre les volumes de référence, construits à partir du contourage systématique de toutes les coupes où le muscle est présent, et les volumes réduits (*Figure 36*), sont présentées dans le *Tableau 14*.



Volumes de référence Volumes réduits

**Figure 36 : Volumes musculaires de référence et volumes réduits pour le même sujet**

**Tableau 14: Corrélations entre les volumes des muscles de référence et les reconstructions partielles pour 10 sujets**

| Muscle | Coefficient de corrélation de Pearson |
|---|---|
| *Gluteus Maximus* | 0,937† |
| *Gluteus Medius* | 0,947† |
| *Gluteus Minimus* | 0,858† |
| *Fascia Lata tensor* | 0,957† |
| *Sartorius* | 0,777† |

†: $p < 0,01$

Les fortes corrélations doublées d'un significativité importante permettent d'établir la bonne représentabilité des volumes réduits musculaires du volume du muscle dans sa totalité. Ainsi, ces résultats autorisent l'exploitation des volumes musculaires réduits dans la suite de l'étude.

### 6.3.1.2. Détermination des seuils de densité pour la quantification de l'infiltration graisseuse

L'étude de la résine époxyde («équivalente eau ») sur la totalité des sujets présente une densité moyenne de 1,6 UH et un écart-type de 3,5 UH. Ainsi, la faible variation d'un sujet à l'autre permet d'étudier les densités des tissus et de comparer ces densités d'un sujet à l'autre.

L'analyse des régions d'intérêt placées dans le muscle *psoas* et la graisse sous cutanée pour le sous groupe de quatre sujets a permis d'établir les valeurs seuils pour le tissu musculaire (moyenne : 60 UH ; écart-type : 15 UH) et le tissu adipeux (moyenne : -108 UH ; écart-type : 16 UH).
Entre la limite basse du tissu musculaire et la limite haute du tissu adipeux, trois classes sont établies afin de prendre en compte les volumes partiels et de répartir leur contenu en tissu musculaire et graisseux.

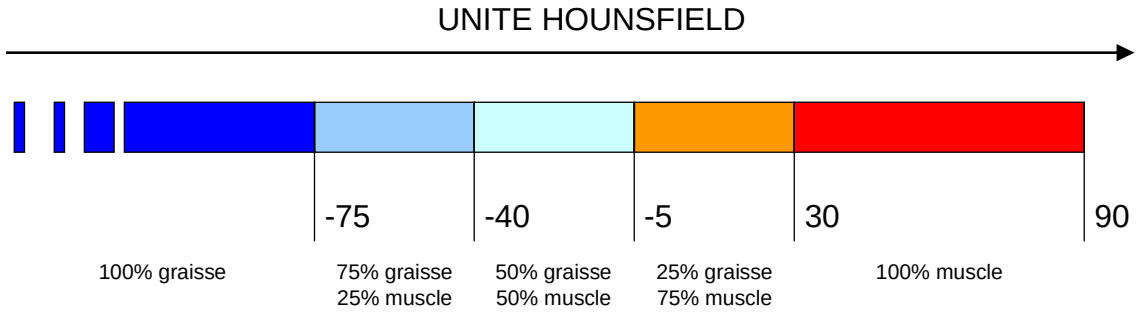



**Figure 37 : Seuil en densité pour la quantification de l'infiltration graisseuse**

### 6.3.1.3. Reproductibilité des mesures quantitatives de la section musculaire à partir de l'imagerie

Dans un premier temps, nous nous intéressons à la reproductibilité et l'erreur de mesure du contourage des sections musculaires, qui sont les supports pour les générations des volumes musculaires et les calculs de densité moyenne du tissu musculaire et d'indice d'infiltration.

Globalement, les 14 contours représentant les contours des muscles présents sur les images d'analyse présente un coefficient de corrélation intra classe supérieur à 0.8.

Concernant l'erreur standard de mesure des aires des sections exprimées en pourcentage, on note des différences notables entre les muscles, et pour un muscle donné, l'erreur standard varie également selon la coupe d'analyse considérée. Le muscle *Gluteus maximus*, qui présente les plus grandes sections, est le muscle qui a la plus petite erreur standard (<4%) pour les quatre coupes d'analyse où il est présent.

**Tableau 15 : Reproductibilité inter observateur (coefficient de corrélation intra classe $CCI_{3,1}$), Reproductibilité intra observateur (coefficient de corrélation intra classe $CCI_{1,1}$), Coefficient de variation, erreur de mesure des sections musculaires (exprimé en pourcentage) et valeur moyenne ( et écart-type) en mm² des sections musculaires pour les quatre coupes d'analyse**

| Muscle | | AN1 | AN2 | AN3 | AN4 |
|---|---|---|---|---|---|
| *Gluteus maximus* | $CCI_{3,1}$ | 0,98 | 0,98 | 0,99 | 0,99 |
| | $CCI_{1,1}$ | 0,99 | 0,99 | 0,99 | 0,99 |
| | Erreur Standard | 7,3% | 5,5% | 4,6% | 5,6% |
| | Coefficient de Variation | 3,3% | 2,7% | 2,1% | 2,5% |
| | Valeur Moyenne (ecart type) | 2641 (788) | 4054 (1015) | 3860 (1071) | 3310 (925) |
| *Gluteus medius* | $CCI_{3,1}$ | 0,97 | 0,95 | | |
| | $CCI_{1,1}$ | 0,98 | 0,98 | | |
| | Erreur Standard | 5,8% | 10,2% | | |
| | Coefficient de Variation | 2,9% | 5,2% | | |
| | Valeur Moyenne (ecart type) | 2944 (602) | 1705 (458) | | |
| *Gluteus minimus* | $CCI_{3,1}$ | 0,95 | 0,92 | | |
| | $CCI_{1,1}$ | 0,98 | 0,94 | | |
| | Erreur Standard | 11,7% | 10,9% | | |
| | Coefficient de Variation | 6,1% | 5,6% | | |
| | Valeur Moyenne (ecart type) | 697 (225) | 1182 (269) | | |
| *Fascia lata tensor* | $CCI_{3,1}$ | | 0,97 | 0,98 | 0,98 |
| | $CCI_{1,1}$ | | 0,98 | 0,99 | 0,98 |
| | Erreur Standard | | 17,8% | 7,9% | 11,8% |
| | Coefficient de Variation | | 8,0% | 3,7% | 5,6% |
| | Valeur Moyenne (ecart type) | | 258 (129) | 545 (175) | 429 (179) |
| *Sartorius* | $CCI_{3,1}$ | | 0,94 | 0,96 | 0,95 |
| | $CCI_{1,1}$ | | 0,96 | 0,96 | 0,97 |
| | Erreur Standard | | 10,6 | 5,5 | 5,7 |
| | Coefficient de Variation | | 20,4% | 10,6% | 11,4% |
| | Valeur Moyenne (ecart type) | | 168 (84) | 272 (87) | 280 (86) |

Les erreurs standards et les coefficients de variation les plus élevés concernent les muscles *Sartorius* et *Fascia lata tensor*. Cependant, ces deux muscles présentent les sections les plus petites parmi les muscles inclus dans l'étude. De plus, la localisation de la coupe proximale d'analyse (AN2) se situe à proximité de leur insertion sur le bassin, rendant parfois difficile leur discernement sur les images CT-scan.

Overend *et al.*, à partir de CT-scan a évalué l'erreur de mesure de section à 2,3% en intra observateur et à 3,8% en inter observateur. Cependant, il faut considérer que lors de cette étude, ce sont des groupements musculaires à mi cuisse qui sont manuellement contourés.
En effet, les interfaces musculaires sont souvent difficilement identifiables et un regroupement musculaire permet de s'affranchir de cette difficulté.

De plus, la forme de la section a son influence sur l'erreur de contourage. Une forme se rapprochant d'un cercle induit moins d'erreur qu'une forme de type elliptique (avec un rapport entre grand axe et petit axe élevé) car son périmètre est supérieur à celui du cercle (pour des surfaces égales). Les muscles fessiers en particulier présentent des sections à forme elliptique avec de plus, des longueurs d'interface entre eux importantes (Figure 34).

#### 6.3.1.4. Reproductibilité des mesures du volume musculaire et de la qualité musculaire

Les coefficients intra classe $CCI_{1,1}$ et $CCI_{3,1}$, ainsi que les estimés des erreurs de mesure des volumes musculaires, de la densité moyenne du tissu musculaire et de l'indice d'infiltration sont présentés dans le *Tableau 16*.

Les coefficients de corrélation intra classe sont tous supérieurs à 0,8 indiquant une bonne reproductibilité des mesures de volume, de densité moyenne du tissu musculaire et d'indice d'infiltration.

Les densités moyennes du tissu musculaire calculées à partir des coupes d'analyse sont ainsi évaluées à ±5.0 UH pour le muscle *Gluteus minimus* et à ±0.11 UH pour le muscle *Gluteus maximus*.

L'indice d'infiltration présente une erreur d'évaluation maximale de 1,27 pour le muscle *Fascia lata tensor*.

Concernant les volumes musculaires, l'erreur d'estimation va de 4,9% pour le muscle *Gluteus maximus* à 11,6% pour le muscle *Gluteus medius*. Cette erreur maximale pour ce dernier s'explique par les erreurs dues au contourage, dont une des origines est la localisation du muscle *gluteus medius* entre les muscles *gluteus maximus* et *minimus*. Ainsi, les faces internes et externes de la section musculaires sur les coupes d'analyse, notamment la coupe repérée AN3 sont souvent difficilement discernables.

**Tableau 16 : Reproductibilité intra-observateur ($CCI_{1,1}$) et inter-observateur ($CCI_{3,1}$) du volume musculaire, de la densité moyenne du tissu musculaire et des indices d'infiltration des muscles de la hanche ; erreur standard de mesure et valeur moyenne (écart type) des volumes, densités moyennes et indice d'infiltration**

| | | ***Muscle*** | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | | ***Gluteus Maximus*** | ***Gluteus Medius*** | ***Gluteus Minimus*** | ***Tensor Fascia Lata*** | ***Sartorius*** |
| **$CCI_{3,1}$** | Volume | 0,99 | 0,92 | 0,95 | 0,98 | 0,96 |
| | Densité Muscle | 1,00 | 0,99 | 0,99 | 0,99 | 0,99 |
| | Indice d'infiltration | 0,99 | 0,98 | 0,98 | O,98 | 0,94 |
| **$CCI_{1,1}$** | *Volume* | 0,99 | 0,96 | 0,97 | 0,98 | 0,97 |
| | *Densité Muscle* | 1,00 | 1,00 | 0,99 | 0,99 | 0,99 |
| | *Indice d'infiltration* | 0,99 | 0,99 | 0,99 | 0,99 | 0,95 |
| **Erreur Standard** | *Volume %* | 4,9% | 11,6% | 9,0% | 9,2% | 10,7% |
| | *Densité Muscle (UH)* | 0,11 | 0,20 | 0,52 | 0,26 | 0,40 |
| | *Indice d'infiltration* | 0,93 | 0,93 | 1,15 | 1,27 | 1,19 |
| **Valeur Moyenne (Ecart type)** | *Volume ($cm^3$)* | 515,0 (139,1) | 103,3 (24,8) | 49,9 (11,4) | 45,3 (14,1) | 24,4 (7,7) |
| | *Densité Muscle (UH)* | 50,1 (3,9) | 54,4 (3,9) | 56,1 (3,4) | 53 (5,4) | 55,1 (5,1) |
| | *Indice d'infiltration*** | 8,8 (37,1) | 4,1 (20,7) | 4,6 (28,6) | 3,5 (26,4) | 1,7 (15,4) |

** Mediane et valeur maximale

### *6.3.2. Analyse descriptive de l'évaluation quantitative musculaire*

Dans le *Tableau 17*, les moyennes, écart-type, minima, maxima et quartiles des volumes musculaires (Vm), indices d'infiltration (Ind_Inf) et densités moyennes du tissu musculaire (DM_TM) pour chaque muscle sont indiqués en différenciant les hommes et les femmes. De plus, les totaux des volumes des muscles gauches et muscles droits sont calculés, ainsi que les indices d'infiltration moyens et densités moyennes associées.

Les différences entres les muscles gauches et droits sont appréciées par un *test-t* apparié pour la densité du tissu musculaire et les volumes musculaires. Les différences en termes d'indice d'infiltration sont explorées par un test de *wilcoxon* apparié.
Les muscles *Gluteus medius* présentent une différence de volume entre la droite et la gauche pour les femmes, et la sommes des muscles droits chez les hommes est significativement ($p<0,05$) différente de la somme des muscles gauches.

Les différences hommes femmes sont abordées par un *test-t* pour les volumes musculaires, la densité moyenne du tissu musculaire et l'indice d'infiltration (après avoir une subit une transformation logarithmique afin d'obtenir une variable distribuée normalement).
Après ajustement à l'âge et au poids, les femmes et les hommes présentent des différences significatives pour les volumes musculaires et les indices d'infiltration ($p<0,001$), alors que seuls les muscles *sartorius* et *fascia lata tensor* présentent une densité moyenne du tissu musculaire significativement différente ($p<0,01$).

**Tableau 17 : Moyenne, écart-type, minimum, maximum et quartiles de l'indice d'infiltration, du volume musculaire et de la densité moyenne musculaire pour les muscles de la hanche par sexe**

| | | HOMME (57) | | | | | | | FEMME (41) | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | | | | | Percentiles | | | | | | | Percentiles | | |
| **Caratéristiques population** | | Moyenne | Ecart-Type | Min. | Max. | 25th | 50th | 75th | Moyenne | Ecart-Type | Min. | Max. | 25th | 50th | 75th |
| | Age (année) | 55,7 | 14,6 | 21,0 | 79,0 | 47,0 | 56,0 | 65,0 | 52,0 | 17,9 | 23,0 | 94,0 | 37,0 | 54,0 | 65,5 |
| | Taille (cm) | 174 | 6 | 160 | 198 | 170 | 174 | 178 | 66 | 15 | 43 | 100 | 53 | 65 | 81 |
| | Poids (Kg) | 78 | 12 | 57 | 118 | 71 | 76 | 85 | 163 | 8 | 149 | 179 | 158 | 163 | 169 |
| | IMC ($Kg.m^{-2}$) | 25,7 | 3,6 | 19,3 | 37,2 | 22,9 | 25,4 | 28,1 | 24,8 | 6,3 | 16,1 | 36,9 | 19,1 | 23,0 | 30,5 |
| **Variables musculaires** | | | | | | | | | | | | | | | |
| Volume Muscle ($cm^3$) | *Gluteus Maximus* §** | 1156 | 237 | 595 | 1705 | 1031 | 1164 | 1301 | 838 | 229 | 396 | 1244 | 646 | 857 | 1027 |
| | *Gluteus Medius* §** | 215 | 42 | 112 | 298 | 188 | 219 | 242 | 162,8‡** | 33 | 105 | 257 | 141 | 161 | 190 |
| | *Gluteus Minimus* §** | 107 | 19 | 67 | 152 | 92 | 109 | 121 | 78 | 15 | 53 | 118 | 66 | 78 | 89 |
| | *Fascia lata tensor* §** | 102 | 25 | 36 | 163 | 89 | 101 | 117 | 68 | 20 | 30 | 132 | 53 | 71 | 79 |
| | *Sartorius* §** | 58 | 14 | 26 | 94 | 49 | 58 | 66 | 37 | 9 | 20 | 53 | 30 | 37 | 43 |
| | Muscles Droits§** | 827,7‡** | 154 | 438 | 1120 | 748 | 820 | 924 | 595 | 142 | 314 | 870 | 495 | 595 | 707 |
| | Muscles Gauches§** | 810 | 154 | 475 | 1195 | 729 | 828 | 907 | 588 | 146 | 320 | 871 | 476 | 612 | 696 |
| Densité tissu musculaire (UH) | *Gluteus Maximus* | 49,5 | 4,0 | 42,6 | 60,4 | 46,8 | 50,1 | 52,6 | 49,8 | 4,3 | 41,0 | 56,8 | 47,1 | 50,1 | 53,5 |
| | *Gluteus Medius* | 54,8‡** | 3,9 | 45,6 | 63,4 | 52,3 | 55,0 | 57,3 | 54,9 | 4,0 | 45,3 | 61,0 | 52,7 | 55,2 | 57,6 |
| | *Gluteus Minimus* | 56,9 | 3,5 | 48,2 | 63,4 | 54,2 | 57,2 | 59,4 | 56,6 | 3,9 | 46,3 | 63,8 | 54,6 | 57,0 | 59,4 |
| | *Fascia lata tensor* §** | 55,1‡** | 5,8 | 39,9 | 67,3 | 51,1 | 55,6 | 58,8 | 52,2 | 4,5 | 44,7 | 64,5 | 48,5 | 52,1 | 55,3 |
| | *Sartorius* §** | 57,9 | 4,8 | 46,3 | 65,9 | 54,9 | 57,9 | 62,0 | 53,8‡** | 3,8 | 45,7 | 62,2 | 51,0 | 54,8 | 57,0 |
| | Moyenne Muscles Droits§* | 54,8 | 3,9 | 45,4 | 62,7 | 52,6 | 55,1 | 57,4 | 53,5 | 3,8 | 45,0 | 59,8 | 50,9 | 54,1 | 56,6 |
| | Moyenne Muscles Gauches§* | 55,0 | 4,2 | 46,7 | 63,9 | 51,5 | 55,3 | 57,3 | 53,4 | 3,6 | 45,8 | 61,3 | 51,1 | 53,9 | 56,3 |
| Indice d'Infiltration (%) | *Gluteus Maximus* §** | 10,0 | 7,5 | 0,6 | 34,1 | 4,6 | 7,6 | 14,3 | 11,3 | 8,6 | 1,0 | 30,4 | 3,0 | 10,1 | 17,0 |
| | *Gluteus Medius* §** | 4,3 | 3,7 | 0,3 | 16,8 | 1,6 | 3,4 | 6,2 | 5,1 | 4,4 | 0,2 | 15,7 | 1,2 | 4,2 | 7,2 |
| | *Gluteus Minimus* §** | 5,5 | 3,7 | 0,6 | 15,8 | 2,6 | 4,6 | 7,7 | 8,0 | 6,8 | 0,8 | 25,7 | 2,6 | 7,0 | 9,5 |
| | *Fascia lata tensor* §** | 4,9 | 5,7 | 0,0 | 25,7 | 0,9 | 2,8 | 7,3 | 6,5 | 6,2 | 0,2 | 30,3 | 1,3 | 5,0 | 10,6 |
| | *Sartorius* §** | 1,8†** | 2,5 | 0,1 | 12,6 | 0,4 | 1,1 | 2,1 | 2,8†** | 2,7 | 0,1 | 9,7 | 0,6 | 1,9 | 4,4 |
| | Moyenne Muscles Droits§** | 5,3 | 4,2 | 0,5 | 18,1 | 2,2 | 3,9 | 7,4 | 7,0 | 5,5 | 0,6 | 20,6 | 2,1 | 6,1 | 10,4 |
| | Moyenne Muscles Gauches§** | 5,3 | 4,4 | 0,6 | 19,0 | 2,0 | 3,9 | 7,4 | 6,5 | 5,0 | 0,7 | 21,5 | 2,1 | 5,8 | 10,2 |

† = Différence significative entre muscle gauche et droit, testée par un *de wilcoon* apparié (*p<0,05 **p<0,01)

‡ = Différence significative entre muscle gauche et droit, testée par un *test-t* apparié (*p<0,05 **p<0,01)

§ = Différence Homme / Femme avec ajustement à l'âge et au poids (*p<0,01 **p<0,001)

Afin d'analyser la répartition des volumes musculaires, la fraction de chaque volume musculaire sur le volume total des muscles est calculée. Les moyennes et les écart-types pour chacun des muscles inclus dans l'étude sont représentés sur la *Figure 38*.

**Figure 38: Fraction du volume de chaque muscle (avec écart-type) par rapport à la somme des volumes musculaires**

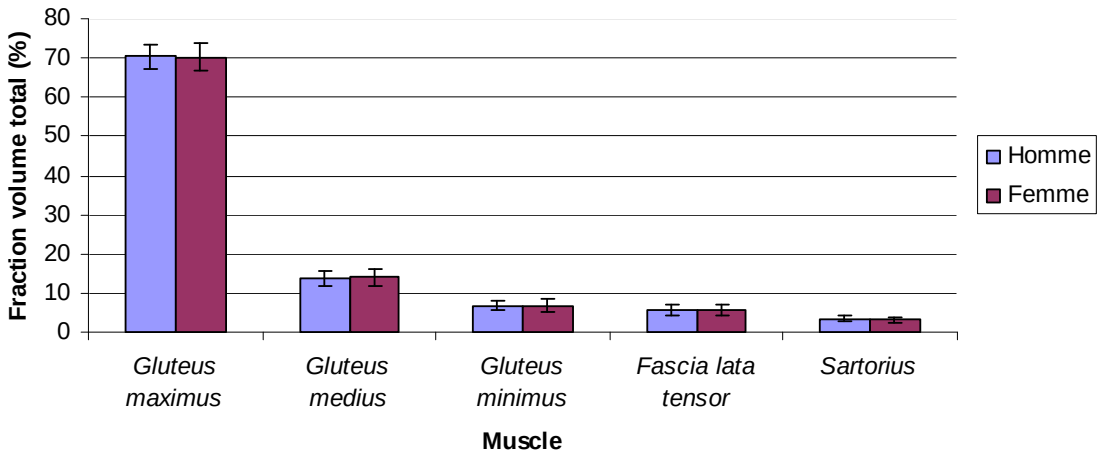



**Tableau 18 : Moyenne et écart-type des fractions du volume musculaire en fonction du volume total, exprimée en pourcentage, en différenciant les hommes et les femmes**

| Muscle | Homme | | Femme | |
|---|---|---|---|---|
| | Moyenne | Ecart-type | Moyenne | Ecart-type |
| *Gluteus maximus* | 70,4 | 3,0 | 70,2 | 3,6 |
| *Gluteus medius* | 13,6 | 1,8 | 14,0 | 2,0 |
| *Gluteus minimus* | 6,7 | 1,2 | 6,8 | 1,7 |
| *Fascia lata tensor* | 5,8 | 1,4 | 5,8 | 1,4 |
| *Sartorius* | 3,5 | 0,8 | 3,2 | 0,6 |

Aucune différence significative entre les hommes et les femmes n'existe concernant les fractions en volume des muscles.

Les valeurs relativement restreintes des écart-types indiquent une faible variation des proportions des volumes musculaires par rapport au volume total au sein de la population étudiée.

Les corrélations entre les cinq muscles de la hanche inclus dans cette étude en termes de volume (Vm), d'indice d'infiltration (ind_Inf) et de densité moyenne du tissu musculaire (DM_TM) sont explorées à l'aide des coefficients de corrélation de Spearman et sont présentés dans le Tableau 19.

**Tableau 19 : Coefficient de corrélation des variables quantitatives issues du CT-scan des muscles de la hanche : a) volume , b) densité moyenne du tissu musculaire, c) et indice d'infiltration**

**a) Coefficient de corrélation de Spearman des volumes musculaires Vm**

| | *Gluteus Medius* | *Gluteus Minimus* | *Fascia Lata tensor* | *Sartorius* |
|---|---|---|---|---|
| *Gluteus Maximus* | 0,81** | 0,63** | 0,68** | 0,71** |
| *Gluteus Medius* | | 0,66** | 0,61** | 0,56** |
| *Gluteus Minimus* | | | 0,57** | 0,57** |
| *Fascia Lata tensor* | | | | 0,70** |

** p < 0,01

**b) Coefficient de corrélation de Spearman des densités moyennes du tissu musculaire DM_TM**

| | *Gluteus Medius* | *Gluteus Minimus* | *Fascia Lata tensor* | *Sartorius* |
|---|---|---|---|---|
| *Gluteus Maximus* | 0,86** | 0,72** | 0,71** | 0,62** |
| *Gluteus Medius* | | 0,85** | 0,74** | 0,65 |
| *Gluteus Minimus* | | | 0,61 | 0,55** |
| *Fascia Lata tensor* | | | | 0,78** |

** p < 0,01

**c) Coefficient de corrélation de Spearman des indices d'infiltration log(Ind_Inf)**

| | *Gluteus Medius* | *Gluteus Minimus* | *Fascia Lata tensor* | *Sartorius* |
|---|---|---|---|---|
| *Gluteus Maximus* | 0,93** | 0,80** | 0,90** | 0,84** |
| *Gluteus Medius* | | 0,83** | 0,88** | 0,83** |
| *Gluteus Minimus* | | | 0,72** | 0,70** |
| *Fascia Lata tensor* | | | | 0,88** |

** p < 0,01

On note que les trois variables musculaires (Vm, DM_TM et log(Ind_Inf) de chacun des muscles sont significativement corrélées entre elles. Les corrélations les plus fortes concernent les indices d'infiltration.

En considérant les erreurs de reproductibilité du volume musculaire qui sont variables d'un muscle à l'autre et sont minimales pour le muscle *Gluteus maximus* (Tableau 16), ces corrélations permettent d'analyser globalement les muscles de la hanche à partir de l'étude seule du muscle *Gluteus maximus*.

Les relations entre les trois variables quantitatives musculaires (Vm, Ind_Inf et DM_TM) sont décrites dans le Tableau 20 à l'aide des coefficients de corrélation de Spearman. Le logarithme de l'indice d'infiltration est négativement corrélé à la densité moyenne du tissu musculaire (p<0,01). Cette relation s'explique par le fait que la densité moyenne du tissu musculaire tient compte des amas

graisseux de taille inférieure à la résolution des images (0.9x0.9mm²) et à la graisse infiltrée dans les fibres musculaires. Ainsi, l'indice d'infiltration (Ind_Inf) et la densité moyenne du tissu musculaire (DM_TM) reflètent tous deux l'accumulation de graisse dans le muscle.

**Tableau 20 : Coefficients de corrélation de Spearman entre les variables quantitatives musculaires issues du CT-scan**

| | **Muscle *Gluteus maximus*** | |
|---|---|---|
| | log(Ind_Inf) | DM_TM |
| Vm | 0,26 | 0,28** |
| log(Ind_Inf) | | -0,72** |

| | **Muscle *Gluteus medius*** | |
|---|---|---|
| | log(Ind_Inf) | DM_TM |
| Vm | 0,04 | 0,20* |
| log(Ind_Inf) | | -0,77** |

| | **Muscle *Gluteus minimus*** | |
|---|---|---|
| | log(Ind_Inf) | DM_TM |
| Vm | -0,16* | 0,22** |
| log(Ind_Inf) | | -0,77** |

| | **Muscle *Fascia lata tensor*** | |
|---|---|---|
| | log(Ind_Inf) | DM_TM |
| Vm | -0,05 | 0,25** |
| log(Ind_Inf) | | -0,86** |

| | **Muscle *Sartorius*** | |
|---|---|---|
| | log(Ind_Inf) | DM_TM |
| Vm | -0,16* | 0,42** |
| log(Ind_Inf) | | -0,80** |

* :p < 0,05
** :p < 0,01

Les graphiques du logarithme de l'indice d'infiltration et la densité moyenne du tissu musculaire pour les cinq muscles de la hanche inclus dans cette étude sont présentés sur la *Figure 39*. Les droites de régression et leur intervalle de confiance à 95% sont également représentés sur chaque graphique.

Les équations des droites de régression du logarithme de l'indice d'infiltration en fonction de la densité moyenne du tissu musculaire pour chacun des muscles sont précisées dans le *Tableau 21*.

On remarque que l'erreur standard de mesure diffère très peu d'un muscle à l'autre ainsi que la pente de la droite de régression. De telles relations permettent de limiter à deux variables quantitatives (VM et DM_TM) l'exploration du système musculaire de la hanche.

**Tableau 21: Equation des droites de régression et erreur standard de mesure (SEM) entre les variables DM_TM et log(Ind_Inf) pour les muscles de la hanche**

**Muscle *Gluteus maximus***

log(Ind_Inf) = -0,58 *DM_TM +3,81 SEM= 0,23

**Muscle *Gluteus medius***

log(Ind_Inf) = -0,61 *DM_TM +3,97 SEM= 0,20

**Muscle *Gluteus minimus***

log(Ind_Inf) = -0,55 *DM_TM +3,93 SEM= 0,20

**Muscle *Fascia lata tensor***

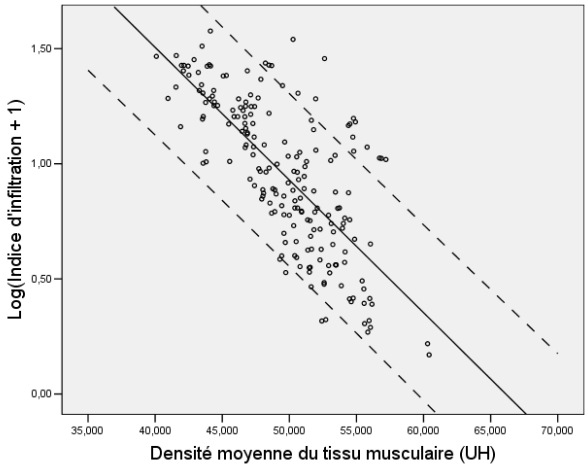
log(Ind_Inf) = -0,57 *DM_TM +3,71 SEM= 0,19

**Muscle *Sartorius***

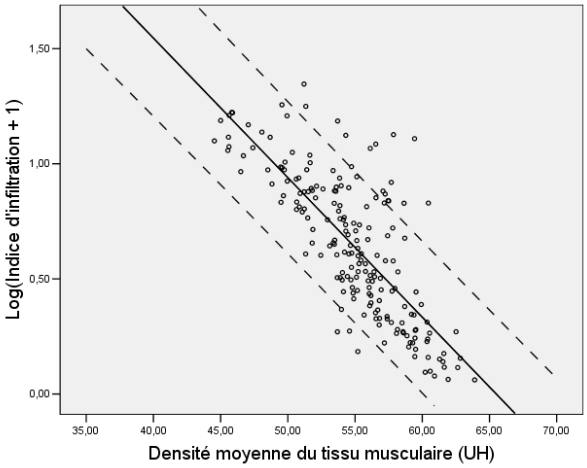
log(Ind_Inf) = -0,51 *DM_TM +3,33 SEM= 0,19

**Figure 39 : Pour chaque muscle, corrélations entre la densité moyenne du tissu musculiare (DM_TM) et l'indice d'infiltration (Ind_Inf), avec la droite de régression et l'intervalle de confiance à 95%**

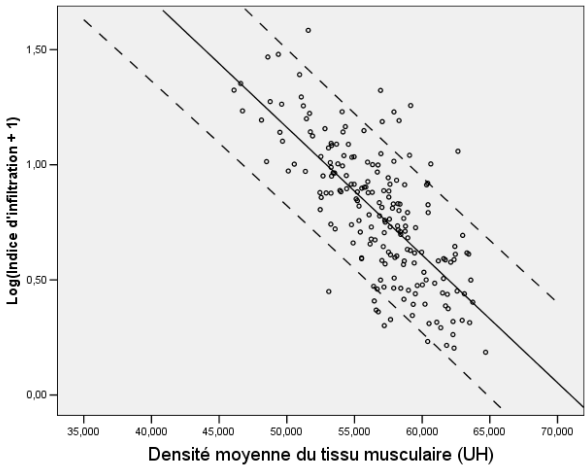
Muscle *Gluteus maximus*



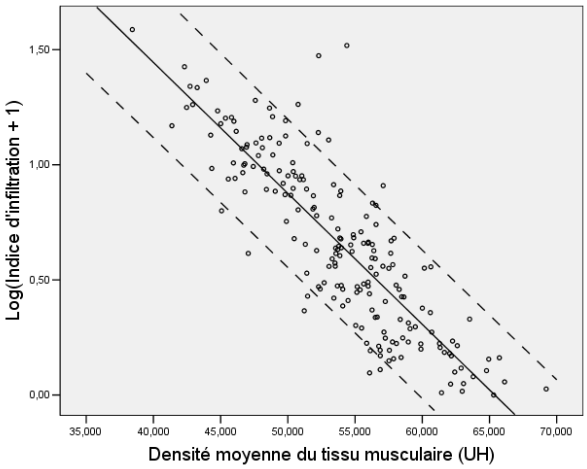

*Muscle Gluteus medius*



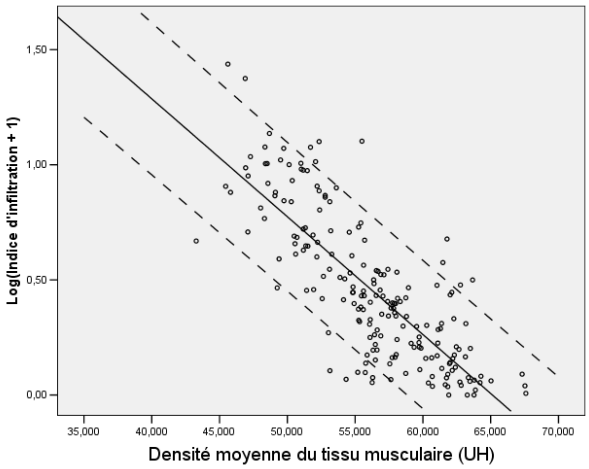

Muscle *Gluteus minimus*




*Muscle Fascia lata tensor*




Muscle *Sartorius*



## 6.4. SYNTHÈSE ET CONCLUSION

La méthode mise en place a permis l'exploration quantitative du système musculaire superficiel de la hanche. Cette exploration du volume musculaire, de l'infiltration graisseuse et de la densité du tissu musculaire a été réalisée sur une population non pathologique conséquente (98 sujets) sur une large plage d'âge (21 à 94 ans).

L'étude statistique a permis de mettre en avant des différences significatives entre les hommes et les femmes des volumes musculaires et des indices d'infiltrations graisseuse intra musculaire après ajustement à l'âge et au poids.
Les régressions significatives, établies entre l'indice d'infiltration et la densité moyenne du tissu musculaire, permettent de limiter l'exploration de l'infiltration à la quantification de la densité du tissu musculaire, qui présente de plus une meilleure reproductibilité.
Les fractions en volume par rapport au volume total des muscles présentent une faible variation entre les individus mettant ainsi en avant une répartition homogène des volumes musculaires, notamment ceux des muscles fessiers, au sein de la population étudiée.

Ces données quantitatives musculaires peuvent servir de base de référence afin de qualifier les pathologies neuromusculaires telles les myopathies et d'effectuer également du suivi de patients.
D'autres part, les modèles biomécaniques du système musculo-squelettique du membre inférieur font régulièrement appel à des données moyennées issues d'études de pièces cadavériques [HORS07]. La quantification des muscles de la hanche, proposée dans cette étude, offre des données complémentaires afin d'intégrer la variabilité inter individuelle dans ces modèles en terme de volume mais également en terme de qualité du tissu musculaire.

Concernant le risque de fracture de l'extrémité supérieure du fémur, les résultats obtenus dans ce chapitre permettent de cibler les paramètres musculaires pertinents lors d'études épidémiologiques.

D'autre part, l'étude de cette population a permis de dégager la variabilité en termes de volume et de montrer la constance de la répartition des volumes musculaires. Ces données permettent de sélectionner un nombre restreint de sujets afin d'en réaliser la modélisation par éléments finis présentée dans le chapitre suivant.

# Chapitre 7: MODÉLISATION PERSONNALISÉE PAR ÉLÉMENTS FINIS DE LA HANCHE

## 7.1. INTRODUCTION

L'objectif à terme est la modélisation personnalisée en éléments finis de la hanche incluant les volumes des muscles fessiers et la couche de graisse sous cutanée, construits à partir de données issues de l'imagerie CT-scan afin d'objectiver le risque de fracture lié à la chute du sujet.
Il s'agit d'une problématique complexe. Une telle modélisation nécessite la génération des maillages du fémur, du bassin, des volumes musculaires et la graisse sous-cutanée. L'assemblage des maillages impose une gestion des surfaces de contact entre les différents composants du modèle et le comportement mécanique de ces surfaces de contact est à déterminer.
D'autres parts, les lois matériaux employées doivent être adaptées, notamment en ce qui concerne le comportement complexe des tissus mous. Les propriétés mécaniques de ces tissus sont peu explorées et la revue de littérature à ce sujet a mis en avant une grande diversité des lois de comportement utilisées dans les modélisations par éléments finis (*Chapitre 4*).
La définition des conditions aux limites du modèle éléments finis est également une difficulté majeure, particulièrement lorsqu'il s'agit d'un problème dynamique. La vitesse de chute, l'orientation du sujet au moment de l'impact et l'état de contraction des muscles fessiers sont autant de paramètres à définir pour chacun des sujets modélisés.

Ainsi ce travail se propose de construire des modèles préliminaires personnalisés en éléments finis de la hanche incluant les volumes des muscles fessiers et la couche de graisse sous cutanée à partir de données issues de l'imagerie CT-scan et en utilisant la méthode de reconstruction des volumes musculaires présentée dans le *Chapitre 5*. Cette modélisation doit cependant autoriser, dans le cadre de futures études par un maillage individuel de chacun des muscles, l'ajout de la contraction musculaire. De plus, la modélisation de l'articulation coxo-fémorale devra permettre de modifier l'orientation du fémur par rapport du bassin en dissociant les maillages du bassin et du fémur.
Une première évaluation du modèle en quasi statique, soumis à une compression latérale par une plaque rigide, sera réalisée afin de vérifier la cohérence globale du comportement du modèle sous le code de calcul Ansys® Version 11.0.

## 7.2. MATÉRIEL ET MÉTHODE

Parmi la population étudiée dans le chapitre précédent (*chapitre 5*), 10 sujets dont les caractéristiques sont indiquées dans le Tableau 6, ont été sélectionnés. Ces dix sujets permettent de rendre compte de la diversité de la population étudiée dans le chapitre précédent.

**Tableau 22 : Caractéristiques de la population**

| Sujet | Age | Sexe | Poids (Kg) | Taille (cm) | IMC ($Kg.m^{-2}$) | Nombre de coupes de la séquence CT-scan |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Sujet 1 | 65 | M | 80 | 170 | 27,7 | 52 |
| Sujet 2 | 37 | F | 52 | 162 | 19,8 | 45 |
| Sujet 3 | 25 | F | 66 | 160 | 25,8 | 48 |
| Sujet 4 | 65 | M | 103 | 183 | 30,7 | 54 |
| Sujet 5 | 65 | M | 65 | 177 | 20,7 | 55 |
| Sujet 6 | 50 | M | 95 | 175 | 31,0 | 50 |
| Sujet 7 | 29 | F | 53 | 154 | 22,3 | 41 |
| Sujet 8 | 54 | F | 71 | 172 | 24,0 | 45 |
| Sujet 9 | 63 | M | 91 | 167 | 32,6 | 48 |
| Sujet 10 | 77 | F | 84 | 153 | 35,9 | 49 |

IMC : Indice de masse corporelle.

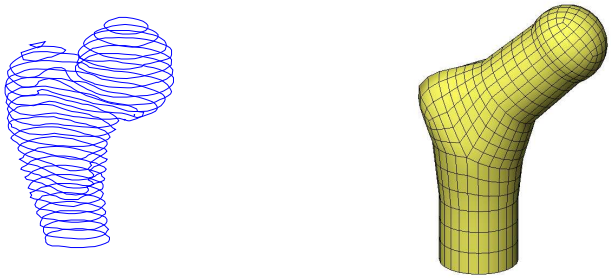
### *7.2.1. Génération du maillage*

#### 7.2.1.1. Maillage des fémurs

Sur chaque image CT-scan, les fémurs gauche et droit sont décrits de manière semi-automatique par seuillage et chacun de ces contours est ensuite replacé dans le repère 3D lié au système CT-scan (Figure 40 a). Un maillage hexaédrique générique (Figure 40 b) est alors déformé pour venir épouser la forme du fémur selon la méthode mise au point lors de la thèse de L. Duchemin au sein du Laboratoire de biomécanique [DUCH06]. Ainsi, le maillage hexaédrique personnalisé est obtenu pour les fémurs des dix sujets (Figure 40 c). L'os cortical est alors représenté par une couche d'éléments hexaédriques.

a) Contours du fémur dans le repère 3D du CT-scan

b) Maillage générique



c) Maillage hexaédrique final du fémur

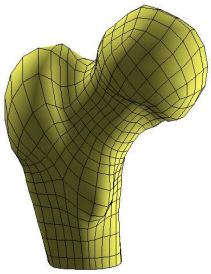


**Figure 40 : Génération du maillage hexaédrique personnalisé du fémur à partir des contours fémurs issus de images CT-scan et d'un maillage générique [DUCH06]**

Afin d'établir une répartition réaliste des épaisseurs de corticale, celle-ci a été déterminée à partir de coupes scanner millimétrique de 40 fémurs (24 femmes et 16 hommes, moyenne d'âge 82 ans) issus du projet européen 3D-QCT. Le résultat de l'analyse de l'épaisseur de l'os cortical après seuillage de l'endoste et du périoste de chaque fémur est représenté sur la *Figure 41*. En fonction de la région concernée, cette épaisseur varie de 1.5 mm à 4,8 mm au maximum.

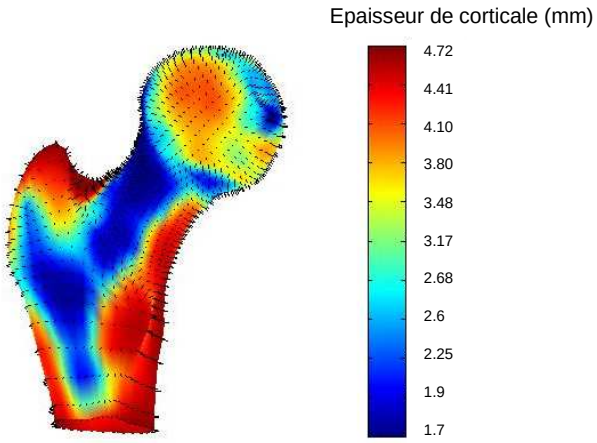



**Figure 41 :Répartition moyenne et écart-type de l'épaisseur de corticale issues de l'analyse des CT-scans 40 fémurs (L'échelle de couleur représente l'épaisseur moyenne et les barres l'écart-type)**

La *Figure 42* présente le maillage du fémur proximal en dissociant l'os spongieux (a) et l'os cortical (b).

a) Maillage hexaédrique de l'os spongieux

b) Maillage hexaédrique de l'os cortical

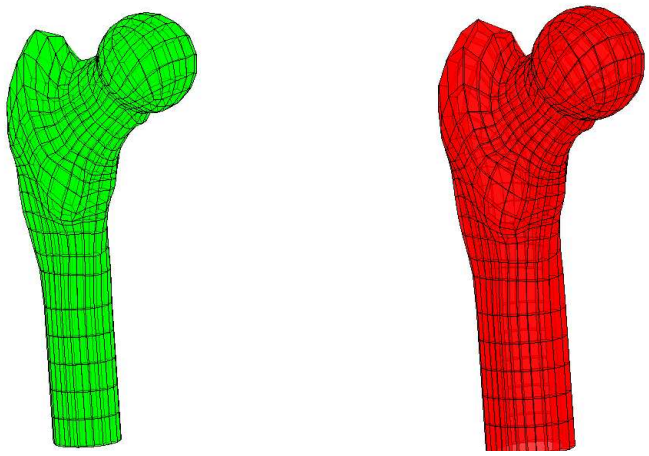


**Figure 42 : Maillages hexaédriques de l'os spongieux du fémur (a) et de l'os cortical (b)**

### 7.2.1.2. Personnalisation du maillage du bassin

Compte tenu de la complexité de la géométrie du bassin, sa modélisation 3D à partir de coupes CT-scan est fastidieuse. Par ailleurs, le maillage de la surface complexe obtenu est délicat, notamment pour le contrôle de la densité du maillage. En s'appuyant sur les avancées des méthodes de reconstruction à partir de radiographies bi-planaires, il a été développé une méthode originale permettant d'obtenir aisément une solution proche pré-personnalisé pour la géométrie du bassin à partir d'images CT-scan (voir ANNEXE C).

### 7.2.1.3. Maillage des volumes musculaires

L'algorithme de maillages des volumes musculaires doit être applicable aux différents muscles pris en compte dans cette étude tout en respectant des critères de qualité des éléments hexaédriques

Chacun des six muscles fessiers ont été décrits par des contours sur un nombre réduit de coupes CT-scan (6 coupes pour les muscles *Gluteus maximus*, 5 pour les muscles *Gluteus medius* et *Gluteus minimus*). La sélection des coupes d'analyse et le contourage sont réalisés selon la procédure décrite dans le *Chapitre 5*.

De la même manière, pour chaque muscle à reconstruire, chacun des contours musculaires décrit manuellement est approché par sa primitive géométrique de type ellipse, construite à partir des paramètres géométriques suivants :

- ✓ position du barycentre du contour (B).
- ✓ L'orientation de la direction principale d'inertie (θ).
- ✓ La largeur du rectangle externe (L.).

- ✓ La longueur du rectangle externe (l).

Pour chaque contour non identifiée, l'ellipse équivalente est déterminée par l'interpolation des paramètres géométriques comme décrit dans le *Chapitre 5*.

Afin d'obtenir un maillage volumique, à chaque ellipse est associé un maillage plan carré composé de Np nœuds (*Figure 43*). Le maillage volumique est alors obtenu par extrusion de proche en proche de ces maillages.

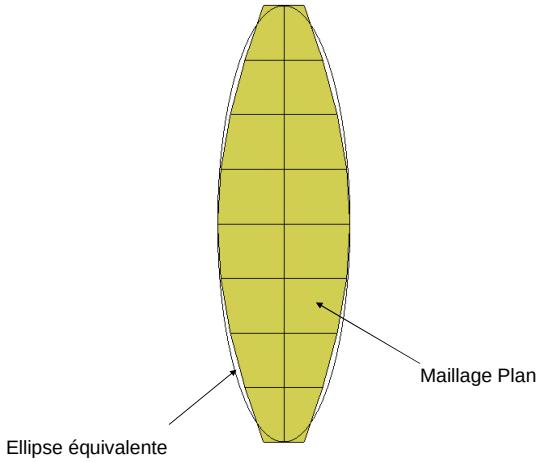



**Figure 43 : Représentation du maillage plan associé à chaque ellipse équivalente (Np = 27).**

Le maillage hexaédrique ainsi obtenu est alors le maillage paramétré pré-personnalisé du volume musculaire. Afin de finaliser la personnalisation du maillage, celui-ci doit être déformé afin qu'il corresponde aux contours musculaires identifiés sur les coupes CT-scan. Dans ce but, les contours musculaires doivent être discrétisés en un nombre de points identique au nombre $N_F$ de nœuds frontières du maillage plan associés à chaque ellipse.
Dans le cas présenté sur la *Figure 43*, le maillage est constitué de 27 nœuds dont 20 nœuds frontières.

Dans ce but, une méthode de discrétisation des contours musculaires a été appliquée. Cette discrétisation doit respecter la répartition non homogène des nœuds sur la frontière du maillage plan afin de ne pas introduire de distorsion des éléments hexaédriques au cours de la déformation. Dans ce but, une seconde primitive géométrique est définie par le squelette du contour. La squelettisation a pour but de décrire chaque objet par un ensemble de lignes infiniment fines (analogues à une ossature de l'objet). Le squelette est généralement défini comme étant l'ensemble des lignes médianes, c'est-à-dire l'ensemble des points équidistants de deux points du contour de l'objet. L'algorithme de squelettisation implémenté dans le logiciel Matlab® a été utlisé. Ainsi, la méthode de discrétisation du contour musculaire se décompose selon les étapes suivantes :

1. une image binaire du contour musculaire est calculée.
2. la courbe squelette de l'image binaire est déterminée et discrétisée en 200 points équirépartis

3 Pour chaque point décrivant la courbe squelette, les 200 segments normaux à cette courbe squelette sont déterminés.

4 Dans le but d'obtenir des éléments après application de la déformation qui ne présentent pas des rapports de longueur d'arête trop élévés (condition de qualité des éléments pour une modélisation en éléments finis), seuls les segments normaux de longueur supérieure à un seuil $S_L$.

5 Parmi les segments normaux, $N_s$ segments équi-répartis le long de la courbe squelette sont sélectionnés (*Figure 44 b*).

6 Ajout des points milieux au premier et dernier segment sélectionnés pour construire le contour discrétisé composé de $N_F$ points.

**Figure 44 : Construction du contour discrétisé à partir du contour musculaire (exemple du muscle *gluteus maximus*) avec $N_F$ = 20 et $S_L$ = 4 mm**

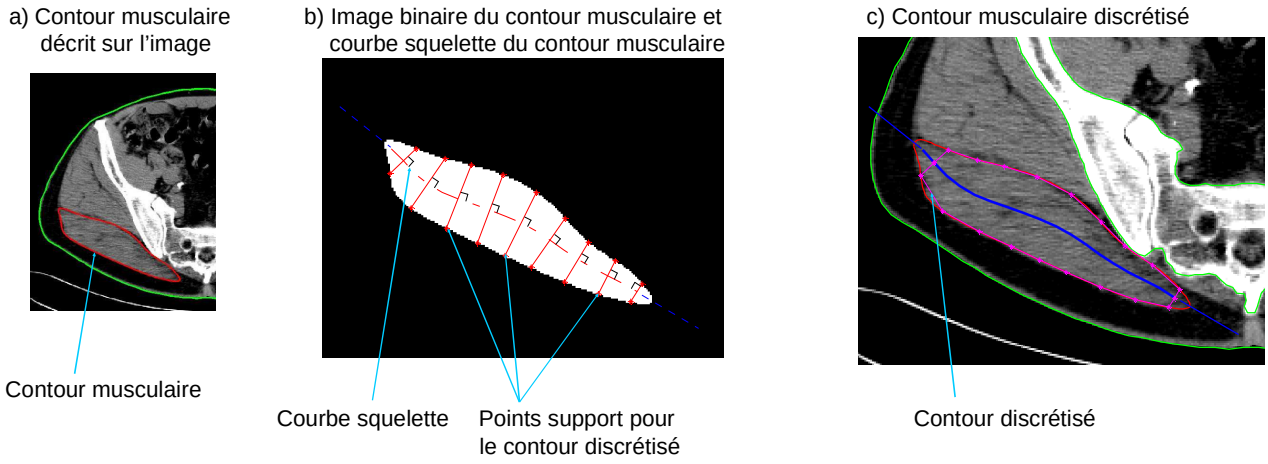



**Figure 45 : Construction du contour discrétisé à partir du contour musculaire (exemple du muscle *gluteus maximus*) avec $N_F$ = 20 et $S_L$ = 4 mm**

Pour chacun des contours musculaires décrivant le muscle sur les images, le contour discrétisé en $N_F$ points associé est déterminé (*Figure 46 a*).

Le maillage hexaédrique pré-personnalisé ainsi que les points de contrôle issus des nœuds du maillage et les points d'évaluation issus des contours discrétisés permettant de définir la transformation non-linéaire pour déformer le maillage sont présentés sur la *Figure 46 b*.

A l'issue de la déformation, le maillage personnalisé du muscle est alors finalisé *Figure 46 c*.

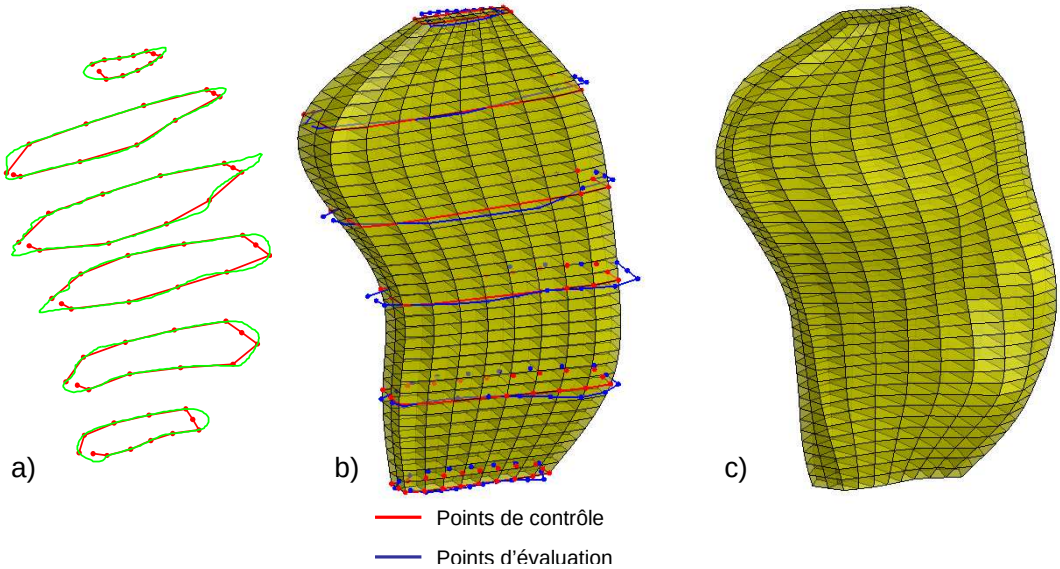



**Figure 46 : Génération du maillage hexaédrique personnalisé du volume musculaires à partir des contours réduits replacés dans le repère 3D du CT-scan (exemple du muscle G*luteus maximus* construit à partir de 6 contours et $N_F$ = 20 et $S_L$ = 4 mm)**

Les six muscles fessiers (trois gauches et trois droits) sont maillés selon cette méthode à partir des contours décrits manuellement sur les images CT-scan et en considérant $N_P$ = 27, $N_F$ = 20 et $S_L$ = 4 mm.

#### 7.2.1.4. Maillage de l'enveloppe corporelle

Une seuillage automatique permet aisément d'obtenir la définition des contours de l'enveloppe corporelle pour chacune des images CT-scan. À partir de ces contours, replacés dans le repère 3D, la surface définissant la peau est alors reconstruite (Figure 47) et un maillage par des éléments de type coque est réalisé (Figure 48 a). La rigidité en flexion des éléments sera négligée afin d'obtenir un comportement de type membrane.

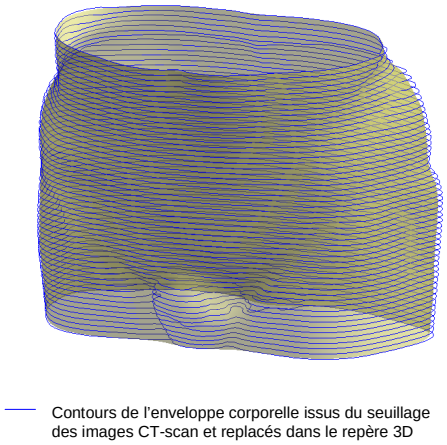
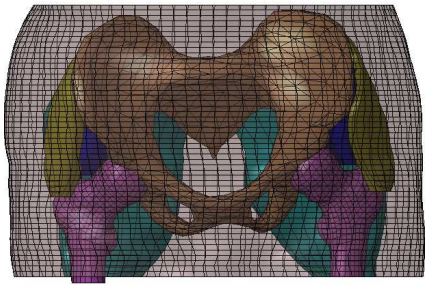



**Figure 47 : Reconstruction de l'enveloppe corporelle à partir des contours issus du seuillage des images CT-scan replacé dans le repère 3D**

Afin de générer le maillage hexaédrique de la graisse sous cutanée, la surface convexe englobant les structures internes (os et muscles fessiers) est créée (*Figure 48* b).

a) Assemblage des maillages des muscles fessiers, des fémurs, du bassin et de l'enveloppe corporelle



b) Maillage de l'enveloppe corporelle et surface convexe des structures internes

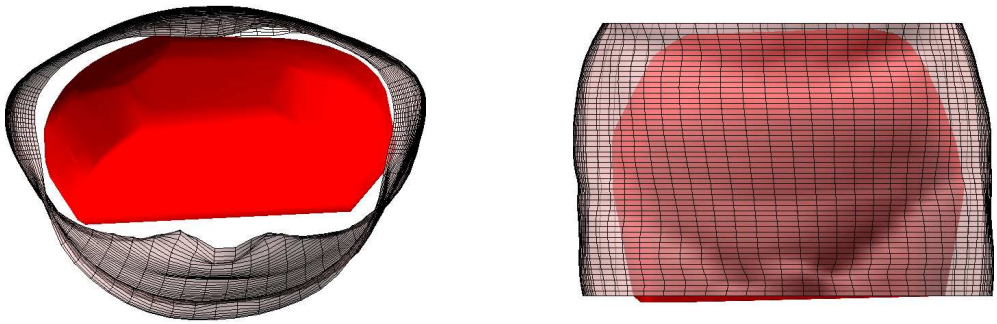


**Figure 48 : Maillage de l'enveloppe externe et surface convexe englobant les structures internes (Os et muscles fessiers)**

Les éléments hexaédriques constituant le maillage de la graisse sous-cutanée sont générés à partir de la projection horizontale des nœuds du maillage surfacique de l'enveloppe corporelle sur la surface convexe des structures internes. Cinq couches d'éléments hexaédriques sont alors obtenus par en définissant des nœuds intermédiaire à l'aide d'une interpolation linéaire entre les nœuds de l'enveloppe corporelle et leur projeté (Figure 49).

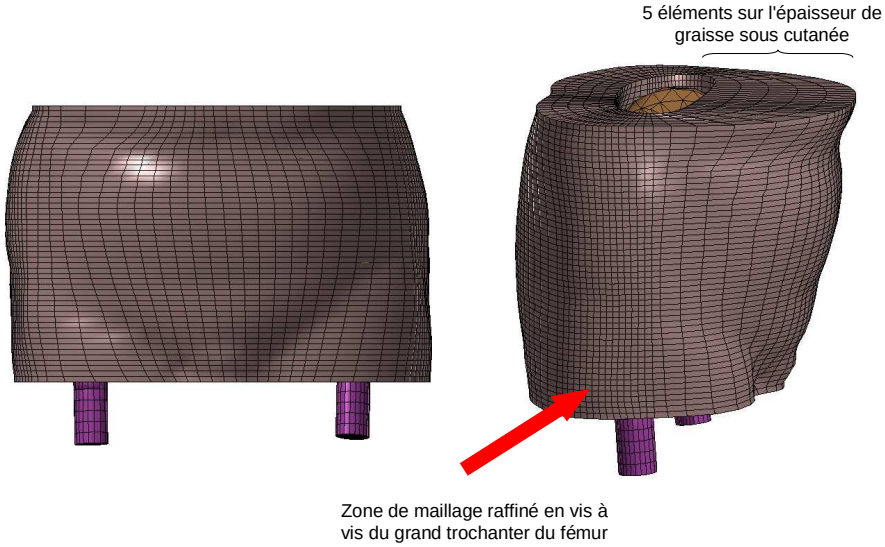



**Figure 49 : Maillage hexaédrique de la graisse sous cutanée**

#### 7.2.1.5. Assemblage des composants du modèle et gestion des interfaces

Tout d'abord, une étape de correction géométrique est nécessaire afin d'ajuster les maillages au niveau des interfaces entres les composants du modèles. Pour chaque interface identifiée, un algorithme spécifique d'ajustement de maillage a été développé afin de corrigé celle-ci automatiquement sans provoquer de distorsion excessive des éléments des maillages.
A l'aide de considération anatomique, les surfaces de contacts sont identifiées entre les différentes entités du modèle et le comportement de ces contacts sont détaillés ci-dessus :

| Zone de contact | Comportement du contact |
|---|---|
| Cotyle – Acetabulum | Contact collé |
| Aile iliaque - Muscle *Gluteus Maximus* | Contact collé |
| Aile iliaque - Muscle *Gluteus Medius* | Contact collé |
| Aile iliaque - Muscle *Gluteus Minimus* | Contact collé |
| Muscle *Gluteus Maximus* – Muscles *Gluteus Medius* | Glissement sans frottement |
| Muscle *Gluteus Medius* – Muscles *Gluteus Minimus* | Contact collé |
| Graisse sous cutanée – Fémur | Glissement sans frottement |
| Graisse sous cutanée - Muscle *Gluteus Maximus* | Contact collé |
| Graisse sous cutanée - Muscle *Gluteus Medius* | Contact collé |
| Fémur - Muscle *Gluteus Maximus* | Glissement sans frottement |
| Fémur - Muscle *Gluteus Medius* | Glissement sans frottement |
| Fémur - Muscle *Gluteus Minimus* | Glissement sans frottement |

Ces contacts sont de type Nœuds-Surface bilatéraux. La gestion des contacts au cours de calcul est réalisée par l'algorithme de type lagrangien augmenté implémenté dans le code de calcul Ansys®.

La Figure 50 présente les maillages pour les dix sujets inclus dans l'étude.

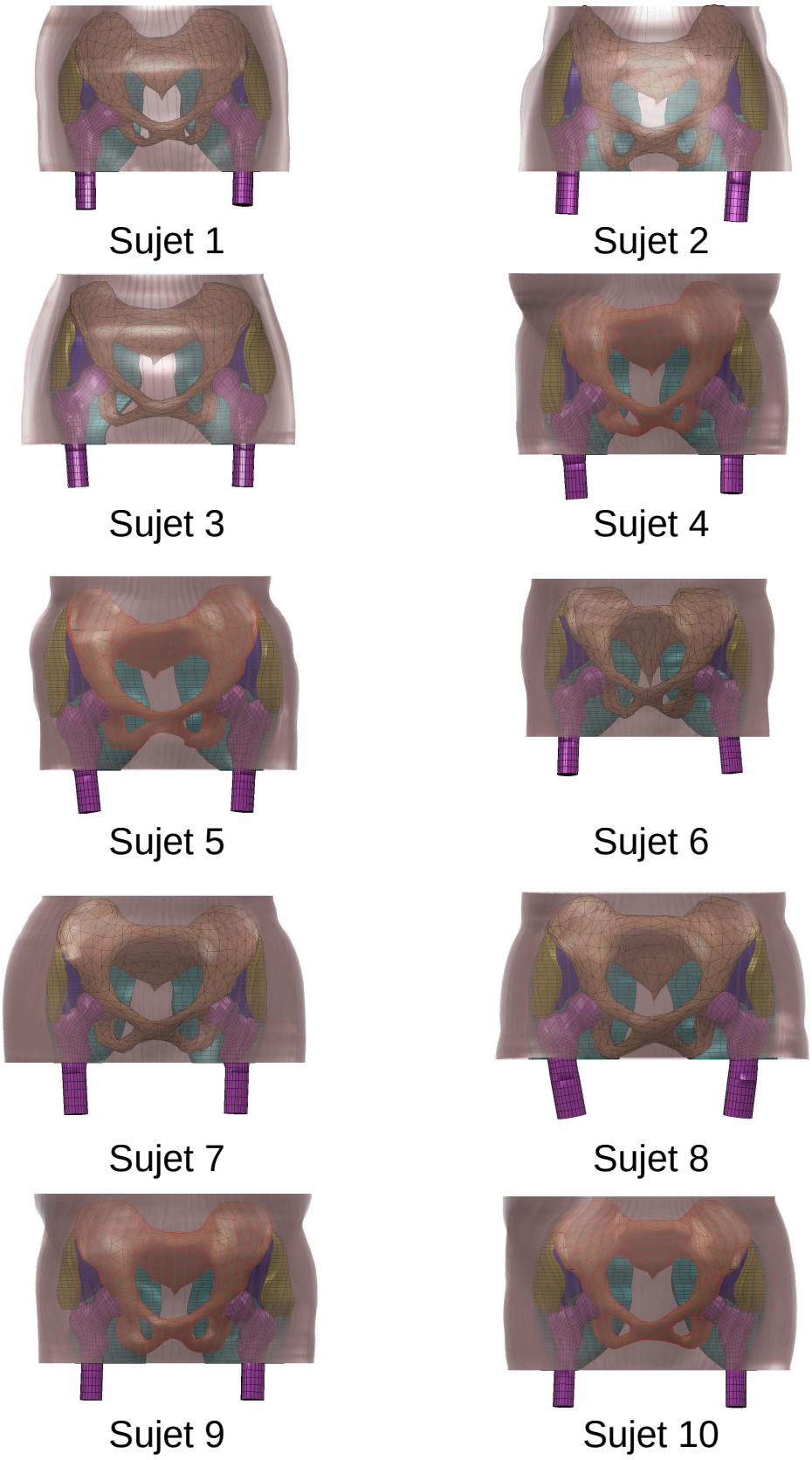



**Figure 50 : Maillage des 10 sujets inclus dans cette étude (le maillage de la graisse sous-cutanée est de la peau sont en transparence afin de visualiser les maillages des structures internes)**

Les tendons sont introduits explicitement pour chaque modèle en créant des câbles, qui agissent uniquement en traction, entre les extrémités inférieures des muscles et leur zone d'insertion sur le fémur.

Le Tableau 23 récapitule le nombre de nœuds et d'éléments (y compris les éléments de contacts) pour chacun des dix modèles.

**Tableau 23 : Nombre d'éléments et de nœuds composants les dix modèles**

| Sujet | Nombre d'éléments | Nombre de nœuds |
|---|---|---|
| Sujet 1 | 34 350 | 19 352 |
| Sujet 2 | 30 773 | 17 279 |
| Sujet 3 | 33 757 | 18 098 |
| Sujet 4 | 35 995 | 20 006 |
| Sujet 5 | 36 559 | 20 225 |
| Sujet 6 | 33 825 | 18 805 |
| Sujet 7 | 29 502 | 16 352 |
| Sujet 8 | 31 407 | 27 531 |
| Sujet 9 | 34 486 | 18 180 |
| Sujet 10 | 33 461 | 18 344 |

### *7.2.2. Lois matériaux*

Dans la modélisation éléments finis proposée, le bassin est considéré uniquement comme le support des insertions des muscles fessiers et ses cotyles servent de surface de maintien de la tête de fémur en position. Ainsi, les os du bassin sont des solides indéformables, parfaitement rigides.

Les comportements de l'os cortical et de l'os spongieux des fémurs sont supposés linéaires, isotropes et homogènes. Les valeurs du module d'Young et du module de poisson sont analogues à ceux employée par Couteau *et al*. [COUT98]. Ces hypothèses simplificatrices permettent cependant d'approximer correctement le comportement du fémur [COUT98; LENG98].

Le comportement des tissus mous (muscles fessiers et la graisse sous cutanée) est modélisé par une loi hyperélastique isotrope incompressible de type Mooney-Rivlin à deux paramètres. Cette loi exprime l'énergie de déformation W en fonction des deux premiers invariants du tenseur de déformation $I_1$ et $I_2$ et du Jacobien de la déformation J selon l'expression suivante :

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + \frac{2}{d}(J - 1)^2 \qquad 7.$$

$C_{10}$ et $C_{01}$ sont alors les paramètres de la loi Mooney-Rivlin et K=2/d est le module de compressibilité du matériau. Ces trois paramètres sont exprimés en méga pascal. Les paramètres utilisés dans ce

modèle sont issus des tests en compression d'échantillon de tissu musculaire et de tissu graisseux de Untaroiu *et al*. [UNTA05] et sont détaillés dans le Tableau 24.

**Tableau 24 : Type d'éléments et lois matériaux utlisées pour la modélisation éléments finis**

| Structure | Type d'éléments (Dénomination ANSYS) | Propriétés des éléments | Hypothèse sur le matériau | Loi matériau utilisée |
|---|---|---|---|---|
| Bassin | Éléments coques (SHELL63) | épaisseur 1mm | Solide indéformable | Corps rigide |
| Os spongieux fémurs | Éléments hexaédriques (SOLID45) | Iso paramétrique linéaire | Linéaire Isotrope | E = 900 Mpa<br>$\mu$ = 0.3 |
| Os cortical fémur | Éléments hexaédriques (SOLID45) | Iso paramétrique linéaire | Linéaire Isotrope | E = 17 000 Mpa<br>$\mu$ = 0.3 |
| Muscle | Éléments hexaédriques (SOLID185) | Iso paramétrique linéaire | Hyperélastique Isotrope Quasi incompressible | Loi de Mooney-Rilvin à 2 coefficients :<br>$C_{10}$ = 0.12 kPa<br>$C_{01}$ = 0.25 kPa<br>Module de compressibilité :<br>K = 20 kpa |
| Graisse sous cutanée | Éléments hexaédriques (SOLID185) | Iso paramétrique linéaire | Hyperélastique Isotrope Quasi incompressible | Loi de Mooney-Rilvin à 2 coefficients :<br>$C_{10}$ = 0.19 kPa<br>$C_{01}$ = 0.18 kPa<br>Module de compressibilité :<br>K = 20 Mpa |
| Peau | Éléments coques (SHELL63) | épaisseur 1mm | Linéaire Isotrope | E = 1 Mpa<br>$\mu$ = 0.45 |
| Tendons | Éléments câbles (LINK10) | Raideur uniquement en traction | Linéaire Isotrope | E = 1 200 Mpa<br>$\mu$ = 0.45 |

E : Module d'Young, $\mu$ : Coefficient de poisson, W : Énergie de déformation

La formulation employée pour les éléments supportant un matériau hyperélastique incompressible est mixte déplacement-pression. Un degré de liberté supplémentaire associée à la pression interne de l'élément est créé pour chaque élément.

### *7.2.3. Évaluation quasi-statique du modèle*

Afin de réaliser une compression latérale des tissus mous du bassin en quasi-statique, une plaque rigide est construite. L'orientation de la plaque est définie parallèle au plan médian du bassin (*Figure 51*). La plaque rigide est positionnée à l'affleurement de la graisse sous-cutanée. Afin d'alléger le calcul, seul l'hémi-bassin gauche des dix sujets est conservé pour ces calculs.

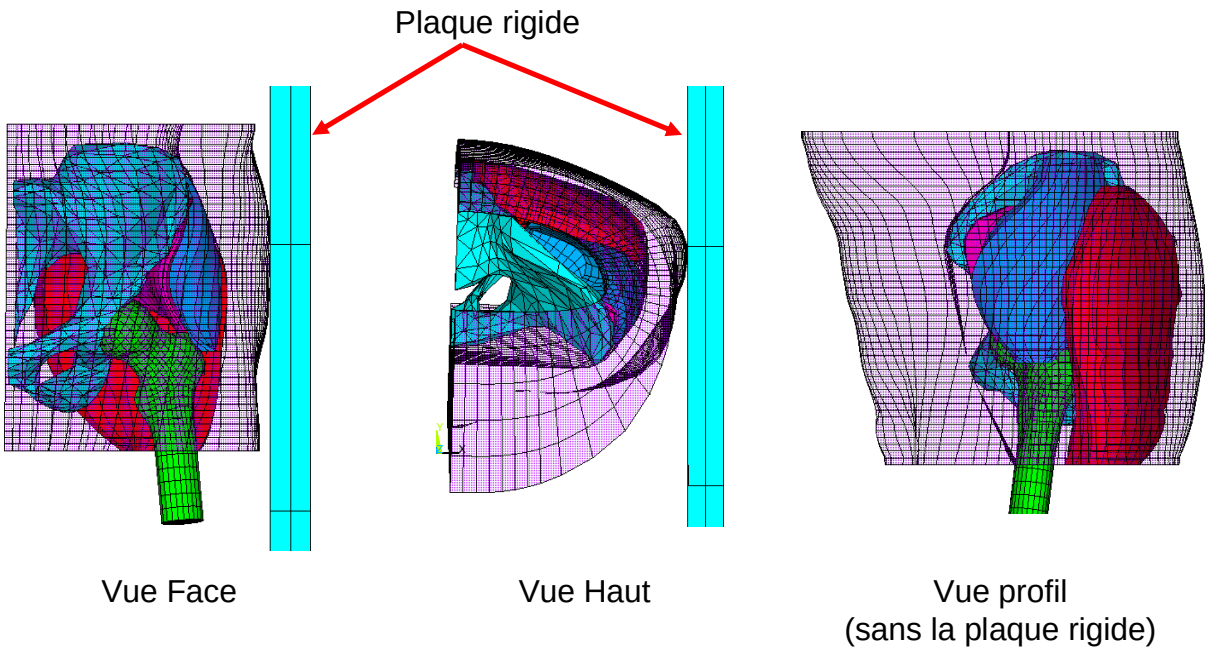



**Figure 51 : Maillage éléments finis de l'hémi-bassin avec les tissus mous (sujet 7) et localisation de la plaque rigide**

Les conditions aux limites appliquées au modèle sont décrites sur la *Figure 52*. Une force uniformément répartie est appliquée sur la plaque rigide afin de comprimer latéralement les tissus mous de l'hémi-bassin. Les degrés de liberté selon les directions x et z, ainsi que toutes les rotations sont bloquées afin que l'orientation de la plaque rigide reste constante au cours du calcul.
La force répartie appliquée sur la plaque rigide est graduellement augmentée au cours du calcul pour atteindre une valeur de 25 N.

Le déplacement de la plaque rigide, le maximum de la pression hydrostatique dans la graisse sous cutanée au droit du grand trochanter et la contrainte de Von misses dans le fémur sont les résultats exploités à partir du modèle.
Pour chacun des sujets, l'épaisseur de tissus mous au droit du grand trochanter est calculée, la distance entre le grand trochanter et la plaque rigide à l'état initial ainsi que les volumes des trois muscles du modèle.

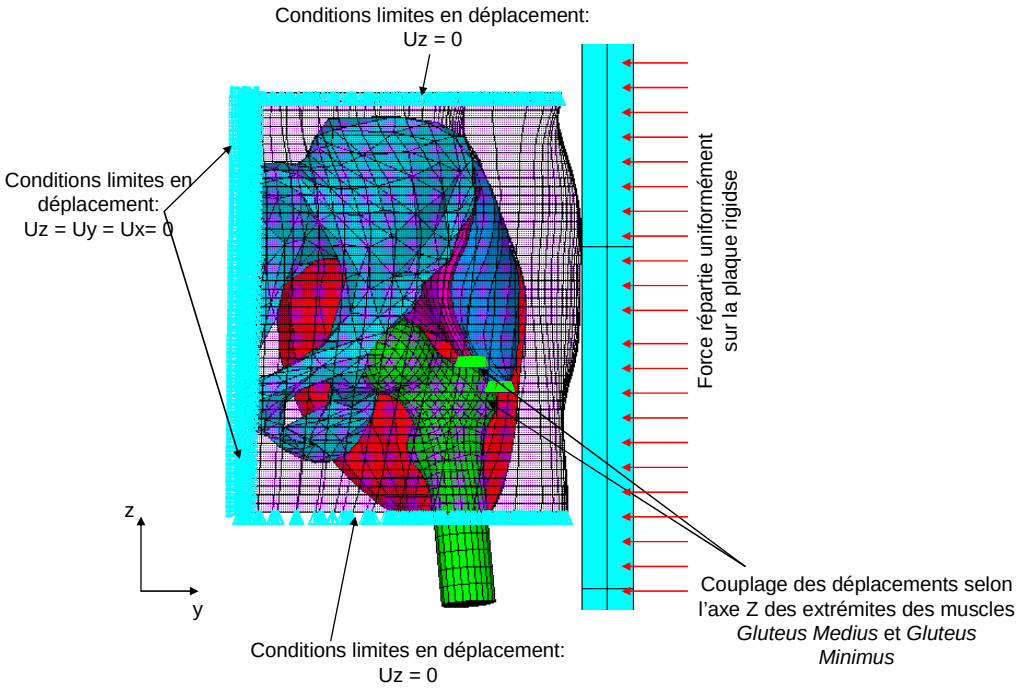
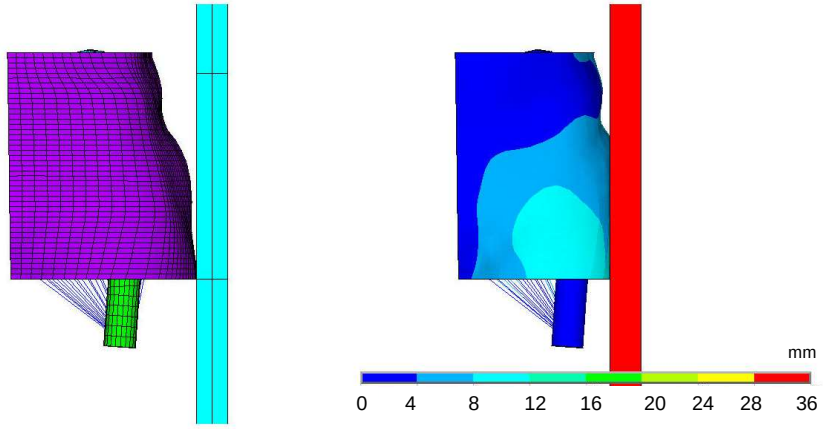



**Figure 52 : Conditions aux limites appliquées au modèle**

### *7.2.4. Résultat de l'évaluation quasi statique du modèle*

Le temps de calcul pour un chargement incrémental jusqu'à la valeur maximale de 25 N répartie sur la plaque rigide est de l'ordre de 18 h sur un PC core II duo (1,6 GHz, 1 Go RAM).

La *Figure 53* présente la vue à l'état initial et la vue après chargement du modèle en configuration déformée pour le sujet 2. La répartition de l'amplitude de translation des nœuds du modèle est représentée sur la configuration déformée.




Configuration initiale

Répartition des translations sur la configuration déformée

**Figure 53 : Vue de face du modèle du sujet 2 dans la configuration initiale et répartition des amplitudes de translation sur la configuration déformée (Une force de 25 N est répartie sur la plaque rigide)**

Afin d'apprécier la déformation des structures internes dans la configuration déformée, une vue en coupe axiale et une vue en coupe coronale du sujet 2 en configuration initiale et déformée sont présentées sur la *Figure 54*. Ces résultats pour les dix sujets sont présents dans l'ANNEXE D.

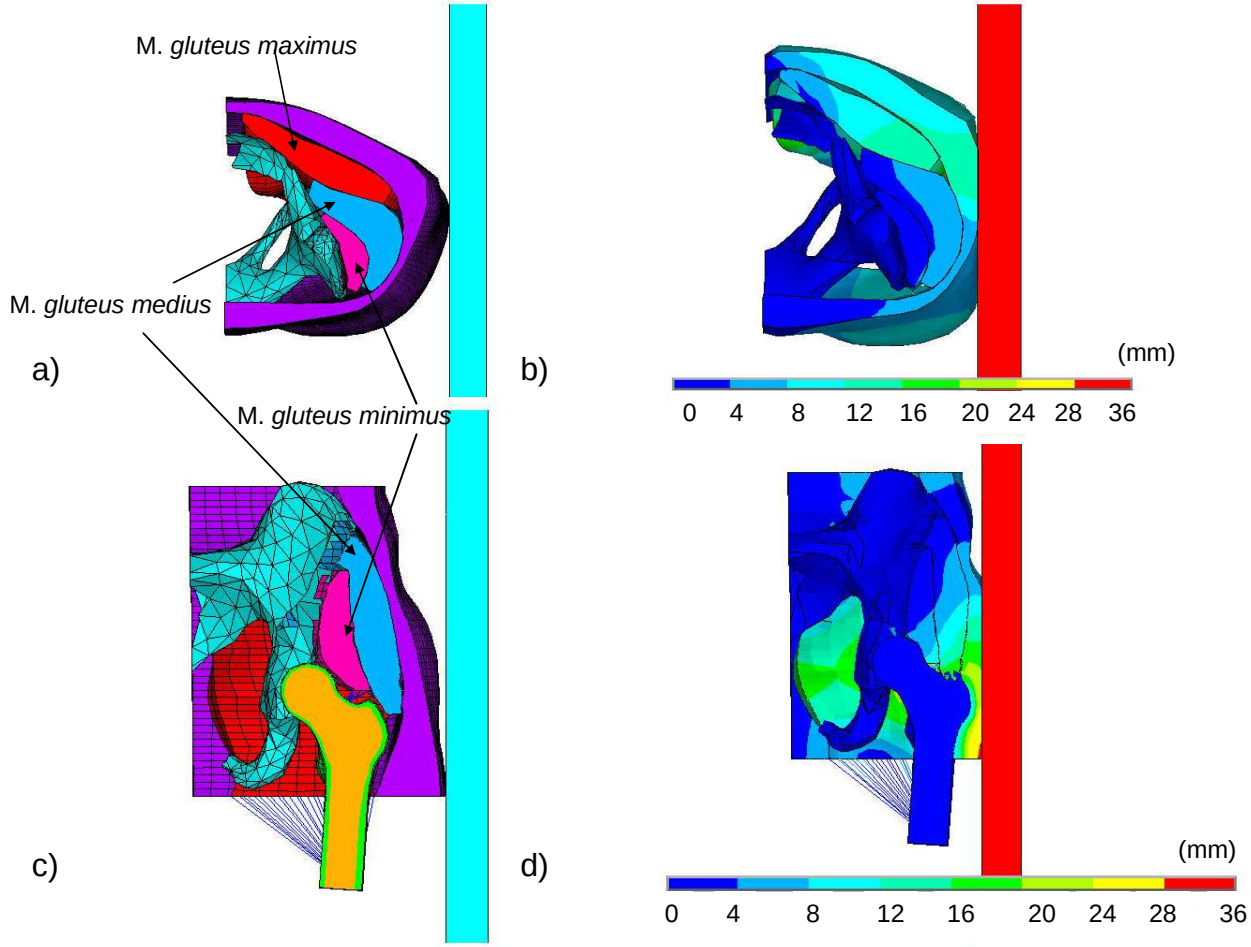



**Figure 54: Pour le sujet 2 : a) vue en coupe axiale du modèle dans la configuration initiale, b) répartition de l'amplitude de translation des nœuds sur la configuration déformée (coupe axiale), b) vue en coupe coronale dans la configuration initiale, c) répartition de l'amplitude de translation des nœuds sur la configuration déformée (coupe coronale)**

Au fur et à mesure que la force appliquée, les tissus mous se plaquent contre la hanche et le fémur, la Figure 55 représente la répartition de la pression hydrostatique au sein de la graisse sous cutanée au droit du grand trochanter du fémur.

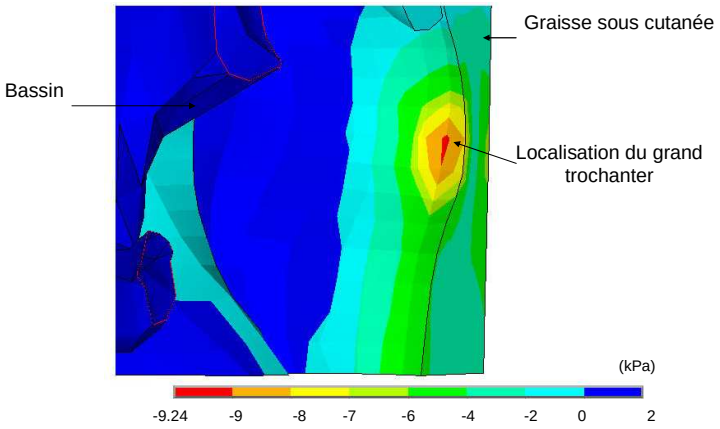


**Figure 55 : champ de répartition de la pression dans la graisse sous cutanée pour le sujet 2 avec un effort réparti de 25 N appliquée sur la plaque rigide.**

La figure suivante (*Figure 56*) présente la répartition des contraintes de Von Misses dans le fémur pour un effort de 25 N répartis sur la plaque rigide. Malgré le faible niveau de chargement, nous retrouvons cependant le maximum en contrainte au niveau du col fémoral. Ce résultat se confirme pour les dix sujets modélisés.

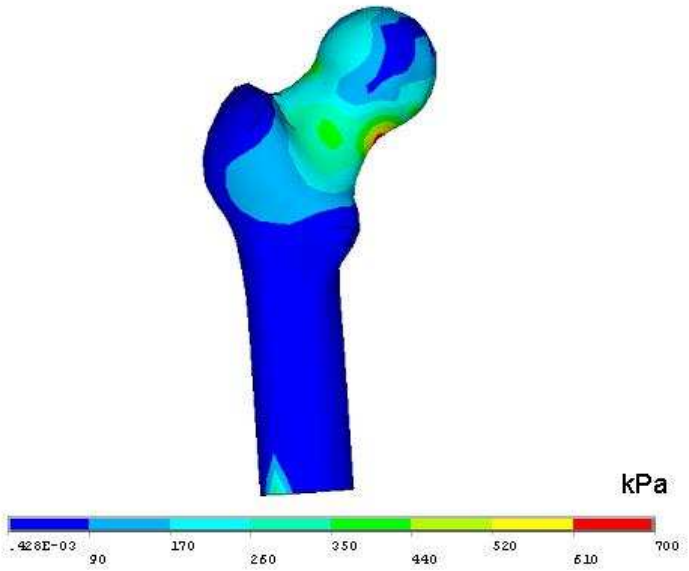



**Figure 56 : Répartition des contraintes de Von Misses, moyennée aux nœuds, pour le sujet 2 avec un effort de 25 N répartis sur la plaque rigide.**

Le Tableau 25 regroupe, pour les dix sujets de l'étude, les volumes des trois muscles fessiers, l'épaisseur de tissu mou recouvrant le grand trochanter, le déplacement de la plaque rigide pour une force répartie de 25 N ainsi que la pression hydrostatique maximale dans la graisse sous cutanée.

**Tableau 25 : Volumes musculaires et épaisseur de tissu mous au droit du grand trochanter ainsi que la distance entre le grand trochanter et la plaque rigide calculés à partir du modèle, déplacement de la plaque rigide soumise à une force répartie de 250N, pression hydrostatique maximale dans la graisse sous cutanée et contrainte de Von mises maximale dans le fémur proximal.**

| Sujet | Volume muscle ($mm^3$) | | | Ep. Tissu mou (mm) | Distance Grand trochanter-Plaque rigide | Déplacement plaque rigide (mm) | Pression Hydrostatique maximale (kPa) | Contrainte Von Mises Maxi. Fémur proximal (kPa) |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | *Gluteus maximus* | *Gluteus medius* | *Gluteus minimus* | | | | | |
| 1 | 787 570 | 634 760 | 97 264 | 37,8 | 40,1 | 28,9 | 5,6 | 268 |
| 2 | 474 150 | 276 410 | 82 216 | 35,8 | 40,3 | 33,2 | 9,3 | 366 |
| 3 | 458 460 | 261 750 | 80 904 | 39,7 | 40,6 | 28,8 | 8,6 | 424 |
| 4 | 833 590 | 384 300 | 107 890 | 54,1 | 54,5 | 34,3 | 3,0 | 168 |
| 5 | 774 840 | 398 670 | 108 090 | 35,3 | 37,6 | 30,7 | 6,7 | 213 |
| 6 | 867 740 | 347 370 | 100 080 | 40,2 | 49,3 | 38,2 | 6,3 | 256 |
| 7 | 348 540 | 158 210 | 44 676 | 58,6 | 58,7 | 35,4 | 4,5 | 245 |
| 8 | 615 520 | 291 870 | 88 859 | 49,9 | 51,9 | 40,7 | 6,4 | 218 |
| 9 | 613 330 | 338 350 | 100 970 | 50,9 | 54,4 | 32,2 | 3,2 | 117 |
| 10 | 824 670 | 340 650 | 78 900 | 58,7 | 59,1 | 37,5 | 2,7 | 211 |

Pour un même effort imposé sur la plaque rigide, on remarque une disparité des écrasements des tissus mous. Celle-ci s'explique par la variabilité des volumes musculaires et de l'épaisseur de tissu présent au niveau du grand trochanter. Les sujets 4 et 5 présentent des volumes musculaires proches, mais une épaisseur de graisse sous-cutanée supérieure de 19 mm pour le sujet 4. De plus, la variabilité de la géométrie de la couche superficielle de graisse sous cutanée implique une variabilité de la surface de contact avec la plaque rigide.

## 7.3. DISCUSSION ET CONCLUSION

Les fractures ostéoporotiques de l'extrémité supérieure du fémur sont un enjeu de santé publique. La majorité de ces fractures survenant lors d'une chute sur la hanche, les phénomènes d'absorption d'énergie par les tissus mous recouvrant le fémur proximal sont un déterminant important du risque de fracture.

Une modélisation personnalisée préliminaire en éléments finis a permis d'obtenir des premières simulations d'un écrasement latéral quasi-statique de la hanche et de ses tissus mous. Ce maillage est construit semi-automatiquement à partir d'informations issues d'imagerie CT-scan.

Mais il s'agit d'une approche préliminaire. En effet, plusieurs limites sont à noter. Tout d'abord, le complexe d'aponévroses et de fascias n'est pas modélisé. Mais ces structures d'enveloppe compartimentent les corps musculaires, limitant ainsi leur déformation et déplacements relatifs. Une validation expérimentale *in-vivo* peut permettre de valider les hypothèses la modélisation mise en place au cours de ces travaux.

Cette validation de ce modèle est possible en quasi-statique par l'intermédiaire d'une compression latérale *in-vivo* par un montage expérimental. Une autre possibilité de validation de la modélisation consiste en une indentation *in-vivo* en différents points de la hanche et de simuler cette indentation sur ce modèle afin de vérifier la réponse en fonction de la zone indentée.

Néanmoins, cette modélisation permet pour la première fois de prendre en compte la variabilité inter-individuelle de la configuration des tissus mous, notamment des muscles fessiers.

Majumber *et al.* ne distingue pas les différents corps musculaires et les tissus mous sont maillé alors globalement [MAJU07]. Linder-Ganz *et al.* utilise un modèle éléments finis générique (issu des données du projet « Visible Human ») qui ne permet pas de représenter les variations inter-individuelles [LIND04].

Dans cette étude, une méthode de génération originale d'un maillage personnalisé des volumes musculaires à partir d'un nombre réduits de contours musculaires issues d'images CT-scans axiales a été mise au point. LA construction du maillage est basée sur la déformation d'un maillage paramétré construit à partir de deux primitives géométriques associées aux contours musculaires. A ma connaissance, il n'existe pas de méthode équivalente décrite dans la littérature. Les maillages de volumes musculaires présents dans la littérature sont obtenus à partir d'un contourage systématique des muscles sur toutes les images acquises [BLEM05; BEHR06]. Ce processus est long et fastidieux, limitant fortement le nombre de sujet inclus dans ces études.

Les fémurs sont maillés en utilisant la méthode établie lors de la thèse de Laure Duchemin [DUCH06]. Celle-ci permet d'obtenir un maillage hexaédrique du fémur, en dissociant l'os cortical de l'os spongieux et en contrôlant l'épaisseur de cortical.

D'autres parts la technique utilisée pour obtenir un maillage personnalisé des os du bassin est également originale. La génération des radiographies simulées permet d'utiliser les principes de la stéréoradiographie pour obtenir un maillage pré-personnalisé du bassin. Celui-ci est ensuite déformé

à l'aide d'un nombre réduit de contours des os du bassin sur les images et des têtes de fémur afin de générer le maillage personnalisé.
Ces techniques diffèrent des techniques de maillage présentes dans la littérature. Shim *et al.* génère des maillages de fémurs et de hanches à partir de coupes CT-scan éparses, mais pour cela il utilise un maillage générique issu des données de « Visible Human » [SHIM07]. Cette approche peut s'avérer délicate pour prendre en compte la grande variabilité des géométries osseuses, notamment dans le cas de pathologies spécifiques. D'autres auteurs construisent les maillages d'os en se basant sur les voxels de l'acquisition CT-scan [KEYA98; VICE04], mais la densité du maillage n'est alors pas contrôlée lors de la génération des éléments.
Enfin, la couche de graisse sous-cutanée est également maillée. Les différents composants du modèle sont ensuite assemblés en gérant automatiquement les surfaces de contacts. Cependant, cette modélisation de la hanche n'est pas totalement complète. Les systèmes complexes des fascias et des enveloppes musculaires ont un rôle important, notamment un rôle de liaison entre les différents éléments de la hanche. Cependant, les propriétés mécaniques de ces structures anatomiques sont méconnues et leur intégration dans une modélisation par éléments finis délicate.

Les résultats de l'écrasement des tissus mous soumis à une compression de 25 N, pour les dix sujets, montre la diversité de la réponse mécanique en fonction des volumes musculaires, de l'épaisseur de graisse au droit du grand trochanter et de la position initiale de la plaque rigide. Toutefois, il est a noté que les géométries et les maillages sont obtenus à partir d'imagerie CT-scan en position couchée. Les tissus mous de la hanche sont s'épanchent alors sur les cotés du sujet, notamment pour les sujets de forte corpulence.

La modélisation de la hanche devoloppée au cours de cette thèse a mis ainsi en évidence l'importance des variabilités géométriques dans la réponse à un ecrasement latéral quasi-statique des tissus mous.

L'activation n'est pas présente dans ce modèle. Mais le maillage est adapté afin d'intégrer celle-ci. Chaque corps musculaire est maillé indépendamment. Il est alors possible d'introduire les directions de fibres à partir de données de la littérature et une loi constitutive du matériau adaptée pour modéliser la contraction musculaire [BLEM05; BEHR06].

Cette première étape vers un modèle personnalisé de la hanche incluant ses tissus mous permettant la simulation de l'impact au sol lors d'une chute du sujet nécessite l'établissement des conditions aux limites adéquates pour une simulation en dynamique. Ces conditions aux limites doivent prendre en compte le poids et la taille du sujet, la vitesse au moment de l'impact, l'orientation du bassin. De plus, les lois de comportement des matériaux doivent être complétées par leur composante visqueuse. À terme, une modélisation dynamique permettre d'explorer les phénomènes d'absorption d'énergie au moment de l'impact au sol.

# SYNTHÈSE GÉNÉRALE ET CONCLUSION

De la cadre de la prédiction du risque de fracture de l'extrémité supérieure du fémur, l'objectif de ces travaux est de poser les bases pour une modélisation personnalisée en éléments fnis, incluant les structures osseuses et les tissus mous. La construction du modèle en éléments finis implique donc la reconstruction du volume musculaire à partir d'imagerie médicale et une connaissance des variabilités inter-individuelles.

La revue de littérature a mis en relief la difficulté d'une reconstruction volumique des muscles due en grande partie à la difficulté de repérer la section musculaire sur les images CT-scan. Nous avons proposé dans ces travaux une méthode originale de reconstruction tridimensionnelle du volume à partir d'un nombre réduit de coupes CT-scan ou IRM. Cette méthode s'appuie sur une déformation sous contrainte d'un objet paramétré pré-personnalisé. Bien que cette méthode conserve pour l'instant un contourage manuel sur le nombre réduit de coupes, le temps de traitement pour reconstruire les 10 muscles les plus volumineux de la hanche est d'ores et déjà réduit d'un facteur de l'ordre 5 par rapport à une méthode entièrement manuelle (40 min, comparé à 3h-4h . En utilisant seulement 4 coupes (au lieu de 40 pour le muscle *Gluteus Maximus* par exemple), l'erreur d'estimation du volume musculaire est alors inférieure à 6% en comparant les reconstructions aux mêmes volumes obtenus par un contourage manuel systématique de toutes les images. En utilisant 6 coupes, cette erreur sur le volume tombe à 3%.
L'analyse bibliographique a également fait ressortir la diversité des paramètres quantitatifs mesurés à partir d'IRM ou CT-scan pour estimer la qualité du tissu musculaire. Les difficultés proviennent du choix des seuils utilisés pour segmenter le tissu contractile et de l'algorithme de traitement des volumes partiels pour estimer la proportion du tissu contractile dans les pixels à densité intermédiaire. Dans ces travaux, le choix s'est porté sur une relation linéaire entre le contenu en graisse d'un pixel et sa densité Hounsfield pour le traitement des volumes partiels [DEKE96].

Le traitement rapide des données nous a permis de mener une étude menée sur 98 sujets (de 21 ans à 94 ans) ne présentant pas de pathologies neuro-musculaires. Il s'agit à notre connaissance de la seule étude des volumes musculaires de cette ampleur. Les seuils utilisés pour segmenter le tissu contractile du tissu non contractile ont été déterminés par l'analyse des muscles *psoas* et le la graisse sous-cutanée, parmi un sous-groupe de la population car nous avons pu vérifier que l'infiltration graisseuse intra-musculaire du muscle *posas* est faible. Au préalable, une étude de reproductibilité intra et inter observateur sur 30 sujets a permis d'estimer l'erreur standard de mesure. L'erreur sur le volume musculaire varie de 5% à 10% selon le muscle considéré. L'erreur d'estimation de la densité moyenne du tissu musculaire est inférieure à une unité Hounsfield et l'indice d'infiltration présente une erreur standard de mesure égale à 1.3. L'analyse des résultats a permis de dégager les valeurs normales des volumes musculaires et des paramètres liés à la qualité du tissu musculaire. Ainsi la mesure de la densité de ce muscle et de la densité de la graisse sous-cutanée ont permis de définir les seuils du tissu contractile et du tissu non contractile. L'analyse des résultats sur la population montre une grande variabilité des volumes des muscles de la hanche. Toutefois, les fractions volumiques (volume muscle / somme volumes musculaires) ne varient pas significativement d'un individu à un autre. D'autre part, l'analyse des paramètres liés à la qualité du tissu musculaire montre

une forte relation entre la densité moyenne du tissu contractile et l'indice d'infiltration graisseuse intra-musculaire. D'autres parts, si l'infiltration graisseuse est peu variable sur le muscle *psoas*, elle l'est beaucoup plus sur les muscles inclus dans cette étude et nous avons montré que la densité moyenne du tissu contractile est fortement corrélée à l'infiltration graisseuse. Ces corrélations entre les paramètres utilisés dans la littérature [LIU93; GOOD01; KELL04] permettra se limiter au paramètre le plus reproductible.

L'étape suivante a été la modélisation personnalisée en éléments finis de la hanche, incluant à la fois les structures osseuses et les tissus mous. Il s'agit d'un problème complexe où les difficultés sont nombreuses (régularité de maillage, gestion des surfaces de contacts, loi matériau…). L'analyse approfondie des caractéristiques géométriques et des variabilités inter-individuelles a permis d'aboutir à un algorithme spécifique pour construire le maillage des volumes musculaires à partir d'imagerie CT-scan. En combinant le modèle de primitive pour chaque coupe défini dans le *Chapitre 5* et une primitive supplémentaire constituée du squelette du contour musculaire, nous arrivons à obtenir un maillage régulier, l'ensemble des éléments satisfaisant les critères de distorsion, de vrillage et de rapport de longueur nécessaire pour un calcul en éléments finis. La gestion des surfaces de contact entre les différents composants du modèle a été guidée par des considérations anatomiques. Les lois matériaux utilisées pour les tissus mous sont de type hyperélastique incompressible et isotrope (loi de Mooney-rivlin à deux paramètres) dont les caractéristiques ont été extraites de la littérature [UNTA05].
Une première évaluation du modèle, soumis à une compression latérale par une plaque rigide, a été réalisée en quasi-statique. Ces simulations ont permis de mettre en évidence la variabilité des écrasements des tissus mous et des contraintes au sein du fémur. Il s'agit d'une modélisation préliminaire qui n'intègre pas le comportement actif du muscle alors que la tonicité musculaire influence certainement le comportement mécanique des tissus mous de la hanche. Néanmoins, les simulations sur dix sujets ont mis en évidence la diversité de l'écrasement des tissus mous soumis à une compression par une plaque rigide, ce qui justifie l'intérêt d'une telle approche personnalisée. Des expérimentations *in-vivo*, bien que délicates à mettre en œuvre, permettraient certainement dans l'avenir de valider la pertinence des choix de modélisation et d'améliorer le modèle.

Ainsi, la modélisation personnalisée de la hanche et ses tissus mous proposée, à partir d'imagerie médicale est originale et nous n'avons pas trouvé d'équivalent dans la littérature. Les premières simulations ont permis de mettre en évidence l'importance de prise en compte des variabilités inter-individuelles.
Les bases sont posées pour évoluer vers une modélisation dynamique dans le but d'analyser les phénomènes d'absorption d'énergie au moment de l'impact.
En conclusion, la modélisation personnalisée en éléments finis de la hanche permettra à terme de mieux comprendre l'implication des tissus mous dans le risque de fracture de l'extrémité supérieure du fémur, apportant plus de discernement dans l'évaluation du risque de fracture et dans l'optimisation des moyens de protection à même de réduire l'occurrence de cette pathologie dont le coût social et financier est grandissant.

# PUBLICATIONS

## PUBLICATIONS À REVUES INTERNATIONALES AVEC COMITÉ DE LECTURE

'Volumic patient specific reconstruction of muscular system based on a reduced dataset of medical images'
E.Jolivet,E.Daguet,V.Pomero,D.Bonneau,JD.Laredo,W.Skalli
Soumis à 'Computer Method in Biomechanics and Biomedical Engineering'

'An anatomical personalized model for hip fractures load prediction'
L.Duchemin,E.Jolivet,D.Mitton,V.Bousson,JD.Laredo,W.Skalli
Soumis à 'Computer Method in Biomechanics and Biomedical Engineering'

'Erector spinae muscle changes on magnetic resonance imaging following lumbar surgery through a posterior approach.'
O.Gille,E.Jolivet,V.Dousset,C.Degrise,I.Obeid,JM.Vital,W.Skalli.
**Spine** 32(11): 1236-1241. 2007

## COMMUNICATIONS À CONGRÈS SCIENTIFIQUES INTERNATIONAUX AVEC COMITÉ DE LECTURE ET ACTES

'Specific patient reconstruction of volumic muscular system based on a reduced data set of medical images'
E.Jolivet,E.Daguet,V.Pomero,D.Bonneau,JD.Laredo,W.Skalli
International Symposuim on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (**CMBBE**), Mars 2006, Antiobes (France)

## COMMUNICATIONS À CONGRÈS SCIENTIFIQUES NATIONAUX AVEC COMITÉ DE LECTURE ET ACTES

'Variation of fatty infiltration within hip's muscles'
E.Jolivet,N.Dahlmen,JD.Laredo,W.Skalli
Journée Sciences Technologie et Imagerie pour ma Médecine (**JSTIM**), Mars 2005, Nancy (France)

# BIBLIOGRAPHIE

[ANAT7] **BIOVERE.** http://www.biovere.com/cart/images/V2050_bone_structure.jpg [Dernier Accès:November 2006].

[ANAT1] **A digital library of anatomy information.** www.anatomyatlases.org/ [Dernier Accès:Novembre 2007].

[OSTE] **L'ostéoporose et son traitement.** http://www.osteoporosis-surgery.com/osteo_main.htm [Dernier Accès:Novembre 2006].

[ANAT5] **Le temple de la forme.** http://www.letempledelaforme.com/anatomie/ [Dernier Accès:Novembre 2006].

[ANAT6] **SEER's training web site.** http://training.seer.cancer.gov/module_anatomy/unit4_2_muscle_structure.html [Dernier Accès:Novembre 2006].

[ANAT2] **University of Nevada, Department of Mechanical Engineering BIOMECHANICS LABORATORY.** http://biomech.me.unr.edu/ [Dernier Accès:Novembre 2006].

[ANAT4] **Visible Human Male browser.** http://www.uchsc.edu/sm/chs/browse/browse_m.html [Dernier Accès:Novermber 2006].

[ANAT3] **The world's most detailed 3D model of human anatomy online.** http://anatomy.tv [Dernier Accès:Novembre 2006].

[ALON00] CG Alonso, MD Curiel, FH Carranza, RP Cano, AD Perez. (2000). **Femoral bone mineral density, neck-shaft angle and mean femoral neck width as predictors of hip fracture in men and women. Multicenter Project for Research in Osteoporosis.** Osteoporos Int 11(8): 714-720.

[ANKR02] S Ankrah, N Mills (2002). **Ankle protection in football shin guards**. *in* The engineering of sport 4. S. Hujihashi S.G Haake**:** 128-135.

[AROK02] MH Arokoski, JP Arokoski, M Haara, M Kankaanpaa, M Vesterinen, LH Niemitukia, HJ Helminen. (2002). **Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis.** J Rheumatol 29(10): 2185-2195.

[ASAK04] DS Asakawa, SS Blemker, GT Rab, A Bagley, SL Delp. (2004). **Three-dimensional muscle-tendon geometry after rectus femoris tendon transfer.** J Bone Joint Surg Am 86-A(2): 348-354.

[ASSI04] A Assi, R Saintonge, V Pomero, E Jolivet, D Bonneau, P Portero, W Skalli (2004). **Personalized Cervical Muscles 3D Geometry and Inter-Individual Volume Variations**. In Proceedings of the XXIXème Congrès de la Société de Biomécanique, Créteil, 8 - 10 september. S.B.

[BARR02] V Barra, JY Boire. (2002). **Segmentation of fat and muscle from MR images of the thigh by a possibilistic clustering algorithm.** Comput Methods Programs Biomed 68(3): 185-193.

[BEHR06] M Behr, PJ Arnoux, T Serre, L Thollon, C Brunet. (2006). **Tonic finite element model of the lower limb.** J Biomech Eng 128(2): 223-228.

[BENA02] S Benameur, M Mignotte, S Parent, H Labelle, W Skalli, JA de Guise. (2002). **3D biplanar statistical reconstruction of scoliotic vertebrae.** Studies in Health Technology and Informatics 91(281-285.

[BERG06] HE Berg, O Eiken, L Miklavcic, IB Mekjavic. (2006). **Hip, thigh and calf muscle atrophy and bone loss after 5-week bedrest inactivity.** Eur J Appl Physiol.

[BERG02] C Bergot, V Bousson, A Meunier, M Laval-Jeantet, JD Laredo. (2002). **Hip fracture risk and proximal femur geometry from DXA scans.** Osteoporos Int 13(7): 542-550.

[BLAN86] JM Bland, DG Altman. (1986). **Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement.** Lancet 1(8476): 307-310.

[BLEM05] SS Blemker, SL Delp. (2005). **Three-dimensional representation of complex muscle architectures and geometries.** Ann Biomed Eng 33(5): 661-673.

[BOSB01] EM Bosboom, MK Hesselink, CW Oomens, CV Bouten, MR Drost, FP Baaijens. (2001). **Passive transverse mechanical properties of skeletal muscle under in vivo compression.** J Biomech 34(10): 1365-1368.

[BUCK79] JA Buckle, JL Termote, Y Palmers, D Crolla. (1979). **Computed Tomography of the Human Skeletal Muscular System.** Neuroradiology 17(127-136.

[CABR95] Cabrol, C. (1995). **Anatomie 1: Appareil locomoteur**, ed. P. Flammarion

[CASA98] JA Casalena, A Badre-Alam, TC Ovaert, PR Cavanagh, DA Streit. (1998). **The Penn State Safety Floor: Part II--Reduction of fall-related peak impact forces on the femur.** J Biomech Eng 120(4): 527-532.

[CENT98] JR Center, TV Nguyen, NA Pocock, KA Noakes, PJ Kelly, JA Eisman, PN Sambrook. (1998). **Femoral neck axis length, height loss and risk of hip fracture in males and females.** Osteoporos Int 8(1): 75-81.

[COMP92] JE Compston, M Bhambhani, MA Laskey, S Murphy, KT Khaw. (1992). **Body composition and bone mass in post-menopausal women.** Clin Endocrinol (Oxf) 37(5): 426-431.

[COOP88] C Cooper, DJ Barker, C Wickham. (1988). **Physical activity, muscle strength, and calcium intake in fracture of the proximal femur in Britain.** Bmj 297(6661): 1443-1446.

[COOP92] C Cooper, G Campion, LJ Melton, 3rd. (1992). **Hip fractures in the elderly: a world-wide projection.** Osteoporosis International 2(6): 285-289.

[CORD98] F Cordier, M Magnenat Thalmann (1998). **Comparison of two techniques for organ reconstruction using Visible Human dataset.** In Proceedings of the The Visible Human Project Conference, Bethesda,Maryland, USA.

[COUT98] B Couteau, MC Hobatho, R Darmana, JC Brignola, JY Arlaud. (1998). **Finite element modelling of the vibrational behaviour of the human femur using CT-based individualized geometrical and material properties.** J Biomech 31(4): 383-386.

[CUMM85] SR Cummings. (1985). **Are patients with hip fractures more osteoporotic? Review of the evidence.** Am J Med 78(3): 487-494.

[CUMM93] SR Cummings, DM Black, MC Nevitt, W Browner, J Cauley, K Ensrud, HK Genant, L Palermo, J Scott, TM Vogt. (1993). **Bone density at various sites for prediction of hip fractures. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group.** Lancet 341(8837): 72-75.

[CUMM02] SR Cummings, LJ Melton. (2002). **Epidemiology and outcomes of osteoporotic fractures.** The Lancet 359(9319): 1761.

[CUMM94] SR Cummings, MC Nevitt. (1994). **Non-skeletal determinants of fractures: the potential importance of the mechanics of falls. Study of Osteoporotic Fractures Research Group.** Osteoporos Int 4 Suppl 1(67-70.

[CUMM95] SR Cummings, MC Nevitt, WS Browner, K Stone, KM Fox, KE Ensrud, J Cauley, D Black, TM Vogt. (1995). **Risk factors for hip fracture in white women. Study of Osteoporotic Fractures Research Group.** N Engl J Med 332(12): 767-773.

[DAGU06] E Daguet (2006). **Etude tomodensitométrique de la charge graisseuse des muscles de la hanche** Thèse de médecine. Université de médecine Lariboisière Saint Louis. (Paris)

[DANN01] LA Danneels, GG Vanderstraeten, DC Cambier, EE Witvrouw, J Bourgois, W Dankaerts, HJ De Cuyper. (2001). **Effects of three different training modalities on the cross sectional area of the lumbar multifidus muscle in patients with chronic low back pain.** Br J Sports Med 35(3): 186-191.

[DARG96] P Dargent-Molina, F Favier, H Grandjean, C Baudoin, AM Schott, E Hausherr, PJ Meunier, G Breart. (1996). **Fall-related factors and risk of hip fracture: the EPIDOS prospective study.** Lancet 348(9021): 145-149.

[DEKE96] E De Kerviler, A Leroy-Willig, D Duboc, B Eymard, A Syrota. (1996). **MR quantification of muscle fatty replacement in McArdle's disease.** Magn Reson Imaging 14(10): 1137-1141.

[DELA05] C De Laet, JA Kanis, A Oden, H Johanson, O Johnell, P Delmas, JA Eisman, H Kroger, S Fujiwara, P Garnero, EV McCloskey, D Mellstrom, LJ Melton, 3rd, PJ Meunier, HA Pols, J Reeve, A Silman, A Tenenhouse. (2005). **Body mass index as a predictor of fracture risk: a meta-analysis.** Osteoporos Int 16(11): 1330-1338.

[DEGO03] KM DeGoede, JA Ashton-Miller. (2003). **Biomechanical simulations of forward fall arrests: effects of upper extremity arrest strategy, gender and aging-related declines in muscle strength.** J Biomech 36(3): 413-420.

[DERL05] S Derler, AB Spierings, KU Schmitt. (2005). **Anatomical hip model for the mechanical testing of hip protectors.** Med Eng Phys 27(6): 475-485.

[DIET89] M Dietrich, K Kedzior, T Zagrajek. (1989). **Model of human spine system.** Journal of Biomechanics 22(10): 1003.

[DUCH06] L Duchemin (2006). **Prediction du risque fracturaire de l'extrémité supérieure du fémur à partir d'une modélisation par éléments finis personnalisée** Thèse. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers. (Paris)

[DUDA98] GN Duda, M Heller, J Albinger, O Schulz, E Schneider, L Claes. (1998). **Influence of muscle forces on femoral strain distribution.** J Biomech 31(9): 841-846.

[DUTT97] C Dutta. (1997). **Significance of sarcopenia in the elderly.** J Nutr 127(5 Suppl): 992S-993S.

[ELLI05] JM Elliott, GJ Galloway, GA Jull, JT Noteboom, CJ Centeno, WW Gibbon. (2005). **Magnetic resonance imaging analysis of the upper cervical spine extensor musculature in an asymptomatic cohort: an index of fat within muscle.** Clin Radiol 60(3): 355-363.

[ENGE06] K Engelke, V Bousson, L Duchemin, C Fuchs, D Mitton, A Mastmeyer, J Adams, W Kalender, W Skalli, JD Laredo (2006). **EFFECT - The European femur fracture study using finite element analysis and 3D computed tomography**. In Proceedings of the 28th Annual meeting of the american society of bone mineral research (ASBMR), Philadelphia (United States).

[FLEU99] M Fleute, S Lavallee, R Julliard. (1999). **Incorporating a statistically based shape model into a system for computer-assisted anterior cruciate ligament surgery.** Medical Image Analysis 3(3): 209-222.

[FOLE99] JM Foley, RC Jayaraman, BM Prior, JM Pivarnik, RA Meyer. (1999). **MR measurements of muscle damage and adaptation after eccentric exercise.** J Appl Physiol 87(6): 2311-2318.

[FONT01] A Fontana, PD Delmas. (2001). **L'ostéoporose: épidémiologie, clinique et approches thérapeutiques.** Med Sci 17(1297-1305.

[FRON00] WR Frontera, VA Hughes, RA Fielding, MA Fiatarone, WJ Evans, R Roubenoff. (2000). **Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study.** J Appl Physiol 88(4): 1321-1326.

[FRON91] WR Frontera, VA Hughes, KJ Lutz, WJ Evans. (1991). **A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78-yr-old men and women.** J Appl Physiol 71(2): 644-650.

[GALL97] D Gallagher, M Visser, RE De Meersman, D Sepulveda, RN Baumgartner, RN Pierson, T Harris, SB Heymsfield. (1997). **Appendicular skeletal muscle mass: effects of age, gender, and ethnicity.** J Appl Physiol 83(1): 229-239.

[GARD98] TN Gardner, AH Simpson, C Booth, P Sprukkelhorst, M Evans, J Kenwright, JG Evans. (1998). **Measurement of impact force, simulation of fall and hip fracture.** Med Eng Phys 20(1): 57-65.

[GARS91] P Gardsell, O Johnell, BE Nilsson, I Sernbo. (1991). **Bone mass in an urban and a rural population: a comparative, population-based study in southern Sweden.** J Bone Miner Res 6(1): 67-75.

[GENA99] HK Genant, C Cooper, G Poor, I Reid, G Ehrlich, J Kanis, BE Nordin, E Barrett-Connor, D Black, JP Bonjour, B Dawson-Hughes, PD Delmas, J Dequeker, S Ragi Eis, C Gennari, O Johnell, CC Johnston, Jr., EM Lau, UA Liberman, R Lindsay, TJ Martin, B Masri, CA Mautalen, PJ Meunier, N Khaltaev, et al. (1999). **Interim report and recommendations of the World Health Organization Task-Force for Osteoporosis.** Osteoporos Int 10(4): 259-264.

[GENA96] HK Genant, K Engelke, T Fuerst, CC Gluer, S Grampp, ST Harris, M Jergas, T Lang, Y Lu, S Majumdar, A Mathur, M Takada. (1996). **Noninvasive assessment of bone mineral and structure: state of the art.** J Bone Miner Res 11(6): 707-730.

[GHAN98] A Ghanei, H Soltanian-Zadeh, JP Windham. (1998). **A 3D deformable surface model for segmentation of objects from volumetric data in medical images.** Comput Biol Med 28(3): 239-253.

[GILL07] O Gille, E Jolivet, V Dousset, C Degrise, I Obeid, JM Vital, W Skalli. (2007). **Erector spinae muscle changes on magnetic resonance imaging following lumbar surgery through a posterior approach.** Spine 32(11): 1236-1241.

[GOOD01] BH Goodpaster, CL Carlson, M Visser, DE Kelley, A Scherzinger, TB Harris, E Stamm, AB Newman. (2001). **Attenuation of skeletal muscle and strength in the elderly: The Health ABC Study.** J Appl Physiol 90(6): 2157-2165.

[GOOD00b] BH Goodpaster, DE Kelley, FL Thaete, J He, R Ross. (2000). **Skeletal muscle attenuation determined by computed tomography is associated with skeletal muscle lipid content.** J Appl Physiol 89(1): 104-110.

[GOOD00] BH Goodpaster, FL Thaete, DE Kelley. (2000). **Thigh adipose tissue distribution is associated with insulin resistance in obesity and in type 2 diabetes mellitus.** Am J Clin Nutr 71(4): 885-892.

[GOUT99] D Goutallier, JM Postel, L Lavau, J Bernageau. (1999). **[Impact of fatty degeneration of the suparspinatus and infraspinatus msucles on the prognosis of surgical repair of the rotator cuff].** Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 85(7): 668-676.

[GREE94] SL Greenspan, ER Myers, LA Maitland, NM Resnick, WC Hayes. (1994). **Fall severity and bone mineral density as risk factors for hip fracture in ambulatory elderly.** Jama 271(2): 128-133.

[GRISS91] JA Grisso, JL Kelsey, BL Strom, GY Chiu, G Maislin, LA O'Brien, S Hoffman, F Kaplan. (1991). **Risk factors for falls as a cause of hip fracture in women. The Northeast Hip Fracture Study Group.** N Engl J Med 324(19): 1326-1331.

[GULL97] B Gullberg, O Johnell, JA Kanis. (1997). **World-wide projections for hip fracture.** Osteoporos Int 7(5): 407-413.

[HAKK91] K Hakkinen, A Hakkinen. (1991). **Muscle cross-sectional area, force production and relaxation characteristics in women at different ages.** Eur J Appl Physiol Occup Physiol 62(6): 410-414.

[HAYE93] WC Hayes, ER Myers, JN Morris, TN Gerhart, HS Yett, LA Lipsitz. (1993). **Impact near the hip dominates fracture risk in elderly nursing home residents who fall.** Calcif Tissue Int 52(3): 192-198.

[HAYE96] WC Hayes, ER Myers, SN Robinovitch, A Van Den Kroonenberg, AC Courtney, TA McMahon. (1996). **Etiology and prevention of age-related hip fractures.** Bone 18(1 Suppl): 77S-86S.

[HEAL94] F Healy. (1994). **Does flooring type affect risk of injury in older in-patients?** Nursing Times 90(40-41.

[HEDL87] R Hedlund, U Lindgren. (1987). **Trauma type, age, and gender as determinants of hip fracture.** J Orthop Res 5(2): 242-246.

[HEDO03] P Hedoux, A Pinti, G Kemoun. (2003). **[MRI study of the tissue volume progression of lower limbs in hemiplegic subjects].** Ann Readapt Med Phys 46(3): 138-143.

[HILL38] A Hill. (1938). **The heat of shortening and the dynamic constants of muscle.** Proc R Soc London B Biol Sci 126(136-195.

[HOLM02] AM Holmback, K Askaner, S Holtas, D Downham, J Lexell. (2002). **Assessment of contractile and noncontractile components in human skeletal muscle by magnetic resonance imaging.** Muscle Nerve 25(2): 251-258.

[HORS07] MD Horsman, HF Koopman, FC van der Helm, LP Prose, HE Veeger. (2007). **Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity.** Clin Biomech (Bristol, Avon) 22(2): 239-247.

[HUAN94] Y Huang, S Majumdar, HK Genant, WP Chan, KR Sharma, P Yu, M Mynhier, RG Miller. (1994). **Quantitative MR relaxometry study of muscle composition and function in Duchenne muscular dystrophy.** J Magn Reson Imaging 4(1): 59-64.

[HUYN07] AM Huynh, CE Aubin, PA Mathieu, H Labelle. (2007). **Simulation of progressive spinal deformities in Duchenne muscular dystrophy using a biomechanical model integrating muscles and vertebral growth modulation.** Clin Biomech (Bristol, Avon).

[JAEG92] S Jaegers, R Dantuma, HJ de Jongh. (1992). **Three-dimensional reconstruction of the hip muscles on the basis of magnetic resonance images.** Surg Radiol Anat 14(3): 241-249.

[JOHA03] KL Johansen, T Shubert, J Doyle, B Soher, GK Sakkas, JA Kent-Braun. (2003). **Muscle atrophy in patients receiving hemodialysis: Effects on muscle strength, muscle quality, and physical function.** Kidney Int 63(1): 291.

[JOHA00] T Johansson, P Meier, R Blickhan. (2000). **A finite-element model for the mechanical analysis of skeletal muscles.** J Theor Biol 206(1): 131-149.

[JONE69] PR Jones, J Pearson. (1969). **Anthropometric determination of leg fat and muscle plus bone volumes in young male and female adults.** J Physiol 204(2): 63P-66P.

[JUBR97] SA Jubrias, IR Odderson, PC Esselman, KE Conley. (1997). **Decline in isokinetic force with age: muscle cross-sectional area and specific force.** Pflugers Arch 434(3): 246-253.

[KALL90] DA Kallman, CC Plato, JD Tobin. (1990). **The role of muscle loss in the age-related decline of grip strength: cross-sectional and longitudinal perspectives.** J Gerontol 45(3): M82-88.

[KANI00] JA Kanis, CC GlÃ¼er. (2000). **An Update on the Diagnosis and Assessment of Osteoporosis with Densitometry.** Osteoporosis International 11(3): 192.

[KANN99] P Kannus, J Parkkari, J Poutala. (1999). **Comparison of force attenuation properties of four different hip protectors under simulated falling conditions in the elderly: an in vitro biomechanical study.** Bone 25(2): 229-235.

[KELL04] A Keller, JI Brox, R Gunderson, I Holm, A Friis, O Reikeras. (2004). **Trunk muscle strength, cross-sectional area, and density in patients with chronic low back pain randomized to lumbar fusion or cognitive intervention and exercises.** Spine 29(1): 3-8.

[KELL03] A Keller, R Gunderson, O Reikeras, JI Brox. (2003). **Reliability of computed tomography measurements of paraspinal muscle cross-sectional area and density in patients with chronic low back pain.** Spine 28(13): 1455-1460.

[KENT99] JA Kent-Braun, AV Ng. (1999). **Specific strength and voluntary muscle activation in young and elderly women and men.** J Appl Physiol 87(1): 22-29.

[KENT00] JA Kent-Braun, AV Ng, K Young. (2000). **Skeletal muscle contractile and noncontractile components in young and older women and men.** J Appl Physiol 88(2): 662-668.

[KEYA98] JH Keyak, SA Rossi, KA Jones, HB Skinner. (1998). **Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling.** J Biomech 31(2): 125-133.

[KIM03] D Kim, S Nam, C Ahn, K Kim, S Yoon, J Kim, B Cha, S Lim, K Kim, H Lee, K Huh. (2003). **Correlation between midthigh low-density muscle and insulin resistance in obese nondiabetic patients in Korea.** Diabetes Care 26(6): 1825-1830.

[KLEI01] CS Klein, CL Rice, GD Marsh. (2001). **Normalized force, activation, and coactivation in the arm muscles of young and old men.** J Appl Physiol 91(3): 1341-1349.

[KLIT90] H Klitgaard, M Mantoni, S Schiaffino, S Ausoni, L Gorza, C Laurent-Winter, P Schnohr, B Saltin. (1990). **Function, morphology and protein expression of ageing skeletal muscle: a cross-sectional study of elderly men with different training backgrounds.** Acta Physiol Scand 140(1): 41-54.

[LAID98] DH Laidlaw, KW Fleischer, AH Barr. (1998). **Partial-volume Bayesian classification of material mixtures in MR volume data using voxel histograms.** IEEE Trans Med Imaging 17(1): 74-86.

[LAMM90] AE Lamminen, JI Tanttu, RE Sepponen, IJ Suramo, H Pihko. (1990). **Magnetic resonance of diseased skeletal muscle: combined T1 measurement and chemical shift imaging.** Br J Radiol 63(752): 591-596.

[LAPO03] S Laporte, W Skalli, JA de Guise, F Lavaste, D Mitton. (2003). **A Biplanar Reconstruction Method Based on 2D and 3D Contours: Application to the Distal Femur.** Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 6(1): 1-6.

[LARS06] DE Larson-Meyer, SR Smith, LK Heilbronn, DE Kelley, E Ravussin, BR Newcomer. (2006). **Muscle-associated triglyceride measured by computed tomography and magnetic resonance spectroscopy.** Obesity (Silver Spring) 14(1): 73-87.

[LAUR96] JB Lauritzen. (1996). **Hip fractures: incidence, risk factors, energy absorption, and prevention.** Bone 18(1 Suppl): 65S-75S.

[LAUR92] JB Lauritzen, V Askegaard. (1992). **Protection against hip fractures by energy absorption.** Danish Medical Bulletin 39(1): 91-93.

[LEBR04] A Le Bras, S Laporte, V Bousson, D Mitton, JA de Guise, JD Laredo, W Skalli (2004). 3D Reconstruction of The Proximal Femur with Low-Dose Digital Stereoradiography. Computer Aided Surgery. **9:** 51-57.

[LENG98] M Lengsfeld, J Schmitt, P Alter, J Kaminsky, R Leppek. (1998). **Comparison of geometry-based and CT voxel-based finite element modelling and experimental validation.** Med Eng Phys 20(7): 515-522.

[LI01] J Li, XY Luo, ZB Kuang. (2001). **A nonlinear anisotropic model for porcine aortic heart valves.** J Biomech 34(10): 1279-1289.

[LIND04] E Linder-Ganz, A Gefen. (2004). **Mechanical compression-induced pressure sores in rat hindlimb: muscle stiffness, histology, and computational models.** J Appl Physiol 96(6): 2034-2049.

[LIU93] M Liu, N Chino, T Ishihara. (1993). **Muscle damage progression in Duchenne muscular dystrophy evaluated by a new quantitative computed tomography method.** Arch Phys Med Rehabil 74(5): 507-514.

[LIU04] Y Liu, AE Kerdok, RD Howe (2004). **A nonlinear finite element model of soft tissue**. In Proceedings of the Medical Simulation International Symposium, Cambridge. S. Mexatas Coton, D.N.

[LOTZ91] JC Lotz, EJ Cheal, WC Hayes. (1991). **Fracture prediction for the proximal femur using finite element models: Part I--Linear analysis.** J Biomech Eng 113(4): 353-360.

[LOTZ90] JC Lotz, WC Hayes. (1990). **The use of quantitative computed tomography to estimate risk of fracture of the hip from falls.** J Bone Joint Surg Am 72(5): 689-700.

[LUND02] H Lund, L Christensen, A Savnik, J Boesen, B Danneskiold-Samsoe, H Bliddal. (2002). **Volume estimation of extensor muscles of the lower leg based on MR imaging.** Eur Radiol 12(12): 2982-2987.

[LUUK97] H Luukinen, K Koski, P Laippala, SL Kivela. (1997). **Factors predicting fractures during falling impacts among home-dwelling older adults.** J Am Geriatr Soc 45(11): 1302-1309.

[LYNC99] NA Lynch, EJ Metter, RS Lindle, JL Fozard, JD Tobin, TA Roy, JL Fleg, BF Hurley. (1999). **Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups.** J Appl Physiol 86(1): 188-194.

[MAIT93] LA Maitland, ER Myers, JA Hipp, WC Hayes, SL Greenspan. (1993). **Read my hips: measuring trochanteric soft tissue thickness.** Calcif Tissue Int 52(2): 85-89.

[MAJU07] S Majumder, A Roychowdhury, S Pal. (2007). **Simulation of hip fracture in sideways fall using a 3D finite element model of pelvis-femur-soft tissue complex with simplified representation of whole body.** Med Eng Phys.

[MARQ01] MA Marquez, LJ Melton, 3rd, JM Muhs, CS Crowson, A Tosomeen, MK O'Connor, WM O'Fallon, BL Riggs. (2001). **Bone density in an immigrant population from Southeast Asia.** Osteoporos Int 12(7): 595-604.

[MARS96] D Marshall, O Johnell, H Wedel. (1996). **Meta-analysis of how well measures of bone mineral density predict occurrence of osteoporotic fractures.** Bmj 312(7041): 1254-1259.

[MART98] JAC Martins, EB Pires, R Salvado, PB Dinis. (1998). **A numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles.** Comput. Methods. Appl. Mech. Engrg 151(419-433.

[MATT06] JP Mattei, YL Fur, N Cuge, S Guis, PJ Cozzone, D Bendahan. (2006). **Segmentation of fascias, fat and muscle from magnetic resonance images in humans: the DISPIMAG software.** Magma 19(5): 275-279.

[MELT92] LJ Melton, 3rd, EA Chrischilles, C Cooper, AW Lane, BL Riggs. (1992). **Perspective. How many women have osteoporosis?** Journal of Bone and Mineral Research 7(9): 1005-1010.

[MELT87] LJ Melton, 3rd, SR Cummings. (1987). **Heterogeneity of age-related fractures: implications for epidemiology.** Bone Miner 2(4): 321-331.

[MELT97] LJ Melton, 3rd, S Khosla, EJ Atkinson, WM O'Fallon, BL Riggs. (1997). **Relationship of bone turnover to bone density and fractures.** J Bone Miner Res 12(7): 1083-1091.

[MICH99] J Michelotti, J Clark. (1999). **Femoral neck length and hip fracture risk.** J Bone Miner Res 14(10): 1714-1720.

[MILL02] PD Miller, ES Siris, E Barrett-Connor, KG Faulkner, LE Wehren, TA Abbott, YT Chen, ML Berger, AC Santora, LM Sherwood. (2002). **Prediction of fracture risk in postmenopausal white women with peripheral bone densitometry: evidence from the National Osteoporosis Risk Assessment.** J Bone Miner Res 17(12): 2222-2230.

[MITS98] N Mitsiopoulos, RN Baumgartner, SB Heymsfield, W Lyons, D Gallagher, R Ross. (1998). **Cadaver validation of skeletal muscle measurement by magnetic resonance imaging and computerized tomography.** J Appl Physiol 85(1): 115-122.

[MITT00] D Mitton, C Landry, S Véron, W Skalli, F Lavaste, JA De Guise. (2000). **3D Reconstruction Method from Biplanar Radiography Using Non-Stereocorresponding Points and Elastic Deformable Meshes.** Medical &Biological Engineering & Computing 38(2): 133 -139.

[MORS05] CI Morse, JM Thom, ND Reeves, KM Birch, MV Narici. (2005). **In vivo physiological cross-sectional area and specific force are reduced in the gastrocnemius of elderly men.** J Appl Physiol 99(3): 1050-1055.

[MYE96] AH Myers, Y Young, JA Langlois. (1996). **Prevention of falls in the elderly.** Bone 18(1 Suppl): 87S-101S.

[NARI03] MV Narici, CN Maganaris, ND Reeves, P Capodaglio. (2003). **Effect of aging on human muscle architecture.** J Appl Physiol 95(6): 2229-2234.

[NEVI89] MC Nevitt, SR Cummings, S Kidd, D Black. (1989). **Risk factors for recurrent nonsyncopal falls. A prospective study.** Jama 261(18): 2663-2668.

[NGTH02] V Ng-Thow-Hing, E Fiume (2002). **Application specific muscle representations**. In Proceedings of the Graphics Interface '02,

[NYBE96] L Nyberg, Y Gustafson, D Berggren, B Brannstrom, G Bucht. (1996). **Falls leading to femoral neck fractures in lucid older people.** J Am Geriatr Soc 44(2): 156-160.

[OOME03] CW Oomens, M Maenhout, CH van Oijen, MR Drost, FP Baaijens. (2003). **Finite element modelling of contracting skeletal muscle.** Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci 358(1437): 1453-1460.

[OVER92b]TJ Overend, DA Cunningham, JF Kramer, MS Lefcoe, DH Paterson. (1992). **Knee extensor and knee flexor strength: cross-sectional area ratios in young and elderly men.** J Gerontol 47(6): M204-210.

[OVER92] TJ Overend, DA Cunningham, DH Paterson, MS Lefcoe. (1992). **Thigh composition in young and elderly men determined by computed tomography.** Clin Physiol 12(6): 629-640.

[PARK99] J Parkkari, P Kannus, M Palvanen, A Natri, J Vainio, H Aho, I Vuori, M Jarvinen. (1999). **Majority of hip fractures occur as a result of a fall and impact on the greater trochanter of the femur: a prospective controlled hip fracture study with 206 consecutive patients.** Calcif Tissue Int 65(3): 183-187.

[PHOE96] J Phoenix, D Betal, N Roberts, TR Helliwell, RHT Edwards. (1996). **Objective quantification of muscle and fat in human dystrophic muscle by magnetic resonance image analysis.** Muscle Nerve 19(302-310.

[PINT00] A Pinti, P Hedoux, E Watelain, G Kemoun, B Boluix. (2000). **Comparaison à partir d'IRM de caractéristiques biomécaniques de membres inférieurs sains et pathologiques.** Journal Européen des Systèmes Automatisés 34(6-7): 845-858.

[POME01] V Pomero, D Bonneau, JM Vital, W Skalli (2001). **Geometrical and Mechanical 3D Personalized Modelisation of the Trunk Muscular System.** In Proceedings of the XXVIème Congrès de la Société de Biomécanique, Marseille, France. S.B.

[POME04] V Pomero, N Champain, O Gille, D Mitton, S Laporte, JA de Guise, W Skalli (2004). **Fast and Accurate 3D - Reconstruction Method of The Scoliotic Spines From Stereoradiography: Preliminary Clinical Evaluation**. In Proceedings of the VIIIth International Argos Symposium, Paris, France. Argos

[RANS06] CA Ranson, AF Burnett, R Kerslake, ME Batt, PB O'Sullivan. (2006). **An investigation into the use of MR imaging to determine the functional cross sectional area of lumbar paraspinal muscles.** Eur Spine J 15(6): 764-773.

[RICE89] CL Rice, DA Cunningham, DH Paterson, MS Lefcoe. (1989). **Arm and leg composition determined by computed tomography in young and elderly men.** Clin Physiol 9(3): 207-220.

[ROBB06] J Robbins, AM Schott, R Azari, R Kronmal. (2006). **Body mass index is not a good predictor of bone density: results from WHI, CHS, and EPIDOS.** J Clin Densitom 9(3): 329-334.

[ROBI91] SN Robinovitch, WC Hayes, TA McMahon. (1991). **Prediction of femoral impact forces in falls on the hip.** J Biomech Eng 113(4): 366-374.

[ROBI95b] SN Robinovitch, WC Hayes, TA McMahon. (1995). **Energy-shunting hip padding system attenuates femoral impact force in a simulated fall.** J Biomech Eng 117(4): 409-413.

[ROBI95] SN Robinovitch, TA McMahon, WC Hayes. (1995). **Force attenuation in trochanteric soft tissues during impact from a fall.** Journal of Orthopaedic Research 13(6): 956-962.

[RYAN02] AS Ryan, CL Dobrovolny, GV Smith, KH Silver, RF Macko. (2002). **Hemiparetic muscle atrophy and increased intramuscular fat in stroke patients.** Arch Phys Med Rehabil 83(12): 1703-1707.

[SABI99] MB Sabick, JG Hay, VK Goel, SA Banks. (1999). **Active responses decrease impact forces at the hip and shoulder in falls to the side.** J Biomech 32(9): 993-998.

[SAND01] R Sandler, S Robinovitch. (2001). **An analysis of the effect of lower extremity strength on impact severity during a backward fall.** J Biomech Eng 123(6): 590-598.

[SCHO98] AM Schott, C Cormier, D Hans, F Favier, E Hausherr, P Dargent-Molina, PD Delmas, C Ribot, JL Sebert, G Breart, PJ Meunier. (1998). **How hip and whole-body bone mineral density predict hip fracture in elderly women: the EPIDOS Prospective Study.** Osteoporos Int 8(3): 247-254.

[SHIM07] VB Shim, RP Pitto, RM Streicher, PJ Hunter, IA Anderson. (2007). **The use of sparse CT datasets for auto-generating accurate FE models of the femur and pelvis.** J Biomech 40(1): 26-35.

[SHRO79] PE Shrout, JL Fleiss. (1979). **Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability.** Psychological Bulletin 86(420-428.

[SIMO95] JA Simoneau, SR Colberg, FL Thaete, DE Kelley. (1995). **Skeletal muscle glycolytic and oxidative enzyme capacities are determinants of insulin sensitivity and muscle composition in obese women.** Faseb J 9(2): 273-278.

[TERA05] J Teran, E Sifakis, SS Blemker, V Ng-Thow-Hing, C Lau, R Fedkiw. (2005). **Creating and simulating skeletal muscle from the visible human data set.** IEEE Trans Vis Comput Graph 11(3): 317-328.

[TERM80] J Termote, A Baert, D Crolla, Y Palmers, J Bulcke. (1980). **Computed tomography of the normal and pathologic muscular system.** Radiology 137(2): 439-444.

[TINE88] ME Tinetti, M Speechley, SF Ginter. (1988). **Risk factors for falls among elderly persons living in the community.** N Engl J Med 319(26): 1701-1707.

[TORR03] M Torriani, C Hadigan, ME Jensen, S Grinspoon. (2003). **Psoas muscle attenuation measurement with computed tomography indicates intramuscular fat accumulation in patients with the HIV-lipodystrophy syndrome.** J Appl Physiol 95(3): 1005-1010.

[TRAN06] V Tran (2006). **Finite elements model of the mechanical properties of human skin vivo under indentation coupled MRI technique**. In Proceedings of the 5th World Congress of Biomechanics, Munich.

[TROC93] F Trochu. (1993). **A contouring program based on dual kriging interpolation.** Engineering with Computers 9(160-177.

[UNTA05] C Untaroiu, K Darvish, J Crandall, B Deng, J Wang (2005). **Characterization of the lower limb soft tissues in pedestrian finite element models**. In Proceedings of the 19th international technical conference on the enhanced safety of vehicules, Washington DC.

[KROO96] AJ van den Kroonenberg, WC Hayes, TA McMahon. (1996). **Hip impact velocities and body configurations for voluntary falls from standing height.** J Biomech 29(6): 807-811.

[VANL05] M Van Loocke, CG Lyons, CK Simms. (2005). **A validated model of passive muscle in compression.** J Biomech.

[VANS06] NM van Schoor, AJ van der Veen, LA Schaap, TH Smit, P Lips. (2006). **Biomechanical comparison of hard and soft hip protectors, and the influence of soft tissue.** Bone 39(2): 401-407.

[VAND86] AA Vandervoort, AJ McComas. (1986). **Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging.** J Appl Physiol 61(1): 361-367.

[VICE04] M Viceconti, M Davinelli, F Taddei, A Cappello. (2004). **Automatic generation of accurate subject-specific bone finite element models to be used in clinical studies.** J Biomech 37(10): 1597-1605.

[VISS02] M Visser, SB Kritchevsky, BH Goodpaster, AB Newman, M Nevitt, E Stamm, TB Harris. (2002). **Leg muscle mass and composition in relation to lower extremity performance in men and women aged 70 to 79: the health, aging and body composition study.** J Am Geriatr Soc 50(5): 897-904.

[WEIS96] JA Weiss, BN Maker, S Govindjee. (1996). **Finite element implentation of incompressible, transversaly isotropic hyperelasticity.** Comput. Methods. Appl. Mech. Engrg 135(107-128.

[YOUM99] T Youm, KJ Koval, FJ Kummer, JD Zuckerman. (1999). **Do all hip fractures result from a fall?** Am J Orthop 28(3): 190-194.

[YOUN85] A Young, M Stokes, M Crowe. (1985). **The size and strength of the quadriceps muscles of old and young men.** Clin Physiol 5(2): 145-154.

[ZAJA89] FE Zajac. (1989). **Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control.** Crit Rev Biomed Eng 17(4): 359-411.

[ZANE98] M Zanetti, C Gerber, J Hodler. (1998). **Quantitative assessment of the muscles of the rotator cuff with magnetic resonance imaging.** Invest Radiol 33(3): 163-170.

[ZIEG02] TN Ziegenfuss, M Rogers, L Lowery, N Mullins, R Mendel, J Antonio, P Lemon. (2002). **Effect of creatine loading on anaerobic performance and skeletal muscle volume in NCAA Division I athletes.** Nutrition 18(5): 397-402.

# INDEX

## Index des figures

Figure 1: Bassin humain [ANAT1] 8
Figure 2: Extrémité proximale du fémur [ANAT2] 8
Figure 3: Structure du tissu musculaire [ANAT6] 9
Figure 4: Muscle petit fessier 10
Figure 5: Muscle moyen fessier 10
Figure 6: Muscle grand fessier (Vue latérale) [ANAT3] 11
Figure 7 : Muscle tenseur du fascia lata [ANAT3] 11
Figure 8: Muscle Psoas iliaque [ANAT5] 11
Figure 9 : Muscle ventraux de la hanche [ANAT5] 12
Figure 10: Graisse sous cutanée (coupe axiale au niveau des cols fémoraux) [ANAT4] 13
Figure 11: Anatomie de la peau [TRAN06] 13
Figure 12 : Structure osseuse [ANAT7] 14
Figure 13: Os fémoral normal et ostéoporotique [OSTE] 15
Figure 14: CT-scan axiale de la hanche [DAGU06] 16
Figure 15: Principales phases de la chute conduisant à la fracture de la hanche. Pour chaque phase, les principaux facteurs déterminants sont listés [HAYE96] 17
Figure 16 : Coupe axiale (5cm en dessous du petit trochanter) 19
Figure 17 : Echelle Hounsfield 19
Figure 18 : Coupe axiale IRM séquence T1 à mi-cuisse 21
Figure 19 : Coupe axial CT-scan (a) et IRM (b, séquence T1) au niveau de la hanche. Les interfaces entre les muscles sont difficilement discernables. 29
Figure 20 : Phénomène de volume partiel (l'objet se situe sur une seule coupe (a), l'objet se situe à cheval sur deux coupes (b), modifiant ainsi son signal). 32
Figure 21 : Montage expérimental de simulation d'impact sur le grand trochanter recouvert de ses tissus mous *in-vitro* [ROBI95] 40
Figure 22 : Expérience de "détente rapide" du bassin [ROBI91] 41
Figure 23 : Modélisation éléments finis de la hanche avec ses tissus mous superficiels recouvrant le grand trochanter [MAJU07] 42
Figure 24 : Position du barycentre (B), orientation ($\theta$) de l'axe d'inertie principale $I_1$, largeur (l) et longueur (L) du rectangle externe pour le contour du muscle *Gluteus maximus* 67
Figure 25 : Construction de l'ellipse équivalente à partir du contour musculaire (exemple du contour du muscle *Gluteus maximus*), à partir des axes inertiels du contour et du rectangle externe 67
Figure 26: Construction de l'objet paramétré pré-personnalisé (exemple du muscle *Gluteus maximus*). 69
Figure 27 : Krigeage de l'objet paramétré pré-personnalisé du muscle *Gluteus maximus* sur les contours tracés sur les images $C_i$ 71
Figure 28 : Krigeage de l'objet paramétré pré-personnalisé 72
Figure 29 : Étapes de contourage 73
Figure 30 : Quantification de l'infiltration graisseuse intra-musculaire (exemple muscle *Gluteus maximus*) 74
Figure 31 : Principe de calcul de l'indice d'infiltration à partir de l'objet de référence et des reconstructions RN1 et RN2 76
Figure 32 : Reconstruction (RN1) des muscles de la hanche pour le sujet 1 77
Figure 33 : Indice d'infiltration des objets de référence et des reconstructions RN1 et RN2 82
Figure 34: Sélection des coupes d'analyse pour le côté gauche (pour le côte droit, la procédure est identique)90
Figure 35 : Positionnement des ROI sur les coupes pour définir les seuils de densité du tissu musculaire (a) et adipeux (b) 92
Figure 36 : Volumes musculaires de référence et volumes réduits pour le même sujet 93
Figure 37 : Seuil en densité pour la quantification de l'infiltration graisseuse 94
Figure 38: Fraction du volume de chaque muscle (avec écart-type) par rapport à la somme des volumes musculaires 105
Figure 39 : Pour chaque muscle, corrélations entre la densité moyenne du tissu musculiare (DM_TM) et l'indice d'infiltration (Ind_Inf), avec la droite de régression et l'intervalle de confiance à 95% 109

Figure 40 : Génération du maillage hexaédrique personnalisé du fémur à partir des contours fémurs issus de images CT-scan et d'un maillage générique [DUCH06] 114
Figure 41 :Répartition moyenne et écart-type de l'épaisseur de corticale issues de l'analyse des CT-scans 40 fémurs (L'échelle de couleur représente l'épaisseur moyenne et les barres l'écart-type) 114
Figure 42 : Maillages hexaédriques de l'os spongieux du fémur (a) et de l'os cortical (b) 115
Figure 43 : Représentation du maillage plan associé à chaque ellipse équivalente (Np = 27). 116
Figure 44 : Construction du contour discrétisé à partir du contour musculaire (exemple du muscle *gluteus maximus*) avec $N_F = 20$ et $S_L = 4$ mm 117
Figure 45 : Construction du contour discrétisé à partir du contour musculaire (exemple du muscle *gluteus maximus*) avec $N_F = 20$ et $S_L = 4$ mm 117
Figure 46 : Génération du maillage hexaédrique personnalisé du volume musculaires à partir des contours réduits replacés dans le repère 3D du CT-scan (exemple du muscle G*luteus maximus* construit à partir de 6 contours et $N_F = 20$ et $S_L = 4$ mm) 118
Figure 47 : Reconstruction de l'enveloppe corporelle à partir des contours issus du seuillage des images CT-scan replacé dans le repère 3D 118
Figure 48 : Maillage de l'enveloppe externe et surface convexe englobant les structures internes (Os et muscles fessiers) 119
Figure 49 : Maillage hexaédrique de la graisse sous cutanée 119
Figure 50 : Maillage des 10 sujets inclus dans cette étude (le maillage de la graisse sous-cutanée est de la peau sont en transparence afin de visualiser les maillages des structures internes) 121
Figure 51 : Maillage éléments finis de l'hémi-bassin avec les tissus mous (sujet 7) et localisation de la plaque rigide 124
Figure 52 : Conditions aux limites appliquées au modèle 125
Figure 53 : Vue de face du modèle du sujet 2 dans la configuration initiale et répartition des amplitudes de translation sur la configuration déformée (Une force de 25 N est répartie sur la plaque rigide) 125
Figure 54: Pour le sujet 2 : a) vue en coupe axiale du modèle dans la configuration initiale, b) répartition de l'amplitude de translation des nœuds sur la configuration déformée (coupe axiale), b) vue en coupe coronale dans la configuration initiale, c) répartition de l'amplitude de translation des nœuds sur la configuration déformée (coupe coronale) 126
Figure 55 : champ de répartition de la pression dans la graisse sous cutanée pour le sujet 2 avec un effort réparti de 25 N appliquée sur la plaque rigide. 127
Figure 56 : Répartition des contraintes de Von Misses, moyennée aux nœuds, pour le sujet 2 avec un effort de 25 N répartis sur la plaque rigide. 127
Figure 57 : Génération des radiographies simulées antéropostérieure et latérale du bassin à partir de images CT-scan axiales. 168
Figure 58 : génération du maillage personnalisé du bassin 170
Figure 59 : Vue en coupe sagitalle à l'état initaile et déformée pour une force répartie de 25 N sur la plaque rigide pour les sujets 1 et 2 172
Figure 60 : Vue en coupe sagitalle à l'état initaile et déformée pour une force répartie de 25 N sur la plaque rigide pour les sujets 3 et 4 173
Figure 61 : Vue en coupe sagitalle à l'état initaile et déformée pour une force répartie de 25 N sur la plaque rigide pour les sujets 5 et 6 174
Figure 62 : Vue en coupe sagitalle à l'état initaile et déformée pour une force répartie de 25 N sur la plaque rigide pour les sujets 7 et 8 175
Figure 63 : Vue en coupe sagitalle à l'état initaile et déformée pour une force répartie de 25 N sur la plaque rigide pour les sujets 9 et 10 176

## Index des tableaux

Tableau 1 : Temps de relaxation T1 et T2 de différents tissus 20
Tableau 2 : Quantification de la géométrie musculaire 27
Tableau 3 : Évaluation de la qualité musculaire 35
Tableau 4 : Modèle éléments finis musculo-squelettiques 45
Tableau 5 : Loi matériau pour le tissu musculaire. 55
Tableau 6 : Caractéristiques des cinq sujets 75
Tableau 7 : Caractéristiques des reconstructions tridimensionnelles des muscles : nombre moyen d'images où le muscles est présent pour les 5 sujets de l'étude et nombre de coupes utilisé pour chacune des reconstructions RN1 et RN2 obtenue par la méthode précédemment décrite. 76
Tableau 8 : Erreur des volumes reconstruits (reconstruction RN1 et Reconstruction RN2) par rapport aux objets de référence 79
Tableau 9 : Erreur sur la forme des objets des reconstruction RN1 et RN2 par rapport aux reconstructions trdimensionnelles de référence. 81
Tableau 10 : Coefficients de corrélation de Spearman entre les indices d'infiltration calculés à partir des objets de référence et les objets issus des reconstructions RN1 et RN2 81
Tableau 11 : Age, poids, taille et Indice de masse corporelle (IMC) de la population 88
Tableau 12 : Présence des muscles étudiés sur les coupes d'analyse sélectionnées pour l'étude 90
Tableau 13 : Limite haute et basse des volumes musculaire reconstruits 91
Tableau 14: Corrélations entre les volumes des muscles de référence et les reconstructions partielles pour 10 sujets 94
Tableau 15 : Reproductibilité inter observateur (coefficient de corrélation intra classe $CCI_{3,1}$), Reproductibilité intra observateur (coefficient de corrélation intra classe $CCI_{1,1}$), Coefficient de variation, erreur de mesure des sections musculaires (exprimé en pourcentage) et valeur moyenne ( et écart-type) en mm² des sections musculaires pour les quatre coupes d'analyse 96
Tableau 16 : Reproductibilité intra-observateur ($CCI_{1,1}$) et inter-observateur ($CCI_{3,1}$) du volume musculaire, de la densité moyenne du tissu musculaire et des indices d'infiltration des muscles de la hanche ; erreur standard de mesure et valeur moyenne (écart type) des volumes, densités moyennes et indice d'infiltration 99
Tableau 17 : Moyenne, écart-type, minimum, maximum et quartiles de l'indice d'infiltration, du volume musculaire et de la densité moyenne musculaire pour les muscles de la hanche par sexe 103
Tableau 18 : Moyenne et écart-type des fractions du volume musculaire en fonction du volume total, exprimée en pourcentage, en différenciant les hommes et les femmes 105
Tableau 19 : Coefficient de corrélation des variables quantitatives issues du CT-scan des muscles de la hanche : a) volume , b) densité moyenne du tissu musculaire, c) et indice d'infiltration 106
Tableau 20 : Coefficients de corrélation de Spearman entre les variables quantitatives musculaires issues du CT-scan 107
Tableau 21: Equation des droites de régression et erreur standard de mesure (SEM) entre les variables DM_TM et log(Ind_Inf) pour les muscles de la hanche 108
Tableau 22 : Caractéristiques de la population 113
Tableau 23 : Nombre d'éléments et de nœuds composants les dix modèles 122
Tableau 24 : Type d'éléments et lois matériaux utlisées pour la modélisation éléments finis 123
Tableau 25 : Volumes musculaires et épaisseur de tissu mous au droit du grand trochanter ainsi que la distance entre le grand trochanter et la plaque rigide calculés à partir du modèle, déplacement de la plaque rigide soumise à une force répartie de 250N, pression hydrostatique maximale dans la graisse sous cutanée et contrainte de Von mises maximale dans le fémur proximal. 128
Tableau 26 : Différentes fonctions d'incompressibilité G utilisées [LEJE06] 161

# ANNEXE

# ANNEXE A : Lois constitutives appliquées aux tissus biologiques

Nous nous focaliserons particulièrement à l'application de telles lois au tissu musculaire après un rappel synthétique de la formulation d'une loi hyperélastique et du caractère incompressible d'un matériau. Enfin, les différentes modalités d'intégrer l'anisotropie transverse dans de telles lois seront développées.

## A.1. L'HYPERÉLASTICITÉ

Considérons dans un premier le temps l'élasticité classique, la transformation est réversible, isotherme et ne dissipe pas d'énergies. Dans le cadre de l'hyperélasticité, le travail dû aux contraintes durant la déformation est uniquement fonction de l'état initiale et de la configuration finale. Le travail est donc indépendant du chemin parcouru. Il est possible alors de définir alors une énergie libre de « Helmoltz » telle que celle-ci soit uniquement fonction du gradient de la déformation noté $\overline{\overline{F}}$.
En appliquant le second principe thermodynamique appliqué aux grandes déformations en configuration lagrangienne, on peut écrire avec l'aide du principe d'objectivité:

$$\left( \overline{\overline{S}} - 2 \frac{\partial W}{\partial \overline{\overline{C}}} \right) : \dot{\overline{\overline{C}}} = 0, \forall C \qquad \text{(A8.)}$$

$\overline{\overline{S}}$ est le second tenseur de Piola-Kirchoff, $\overline{\overline{C}}$ le tenseur de Cauchy-Green droit défini par $\overline{\overline{C}} = {}^t\overline{\overline{F}}\,\overline{\overline{F}}$ et $\mathbf{W}$ l'énergie de déformation qui est équivalente à l'énergie libre en absence d'effets thermiques.
Ainsi, on peut alors écrire le tenseur de contrainte en fonction du tenseur de déformation.

$$\overline{\overline{S}} = 2 \frac{\partial \overline{\overline{W}}}{\partial \overline{\overline{C}}} \qquad \text{(A9.)}$$

$$S = \frac{\partial \overline{\overline{W}}}{\partial \overline{\overline{E}}} \text{ avec } \overline{\overline{S}} = \frac{1}{2} \left( \overline{\overline{C}} - \overline{\overline{1}} \right) \qquad \text{(A10.)}$$

avec $\overline{\overline{E}}$ le tenseur de déformation de Green-Lagrange.
En considérant un matériau isotrope, il vient alors que $\mathbf{W}$ peut s'écrire en fonction des invariants du tenseur de déformation $\overline{\overline{C}}$.

$$W = W\left( I_1, I_2, I_3 \right) \qquad \text{(A11.)}$$

Une approche alternative consiste à introduire les déformations principales plutôt que les invariants du tenseur de déformations dans la formulation de l'énergie de déformation.
Ainsi, l'établissement d'une loi de comportement hyperélastique revient à définir la forme que prend **W.** Parmi les lois de comportement hyperélastique développées dans la littérature, on distingue les modèles phénoménologiques, qui se s'appuient uniquement sur des considérations mathématiques, des modèles micro-physiques qui d'attachent à rendre compte de la mirco-structure du matériau.

## A.2. L'INCOMPRESSIBILITÉ

En prenant en compte le caractère d'incompressibilité de la loi de comportement pour la modélisation de tissus biologiques mous, l'incompressibilité implique que le volume ne varie pas au cours de la déformation. En mécanique des milieux continus, la variation de volume s'exprime au travers du jacobian **J** :

$$\det(\overline{\overline{F}}) = J = \frac{V_o}{V} = 1 = \sqrt{\det(\overline{\overline{C}})} = \sqrt{I_3} \qquad \text{(A12.)}$$

En reprenant l'équation (A1.), $\dot{\overline{\overline{C}}}$ était supposé arbitraire dans le cas général. En introduisant la contrainte d'incompressibilité, $\dot{\overline{\overline{C}}}$ n'est plus arbitraire. Cette contrainte est alors introduite par un multiplicateur de Lagrange dans la loi de comportement :

$$\overline{\overline{S}} = 2\frac{\partial W}{\partial \overline{\overline{C}}} + q\frac{\partial J}{\partial \overline{\overline{C}}} \qquad \text{(A13.)}$$

avec

$$\frac{\partial J}{\partial \overline{\overline{C}}} = \frac{J}{2}\overline{\overline{C}}^{-1} \qquad \text{(A14.)}$$

Le multiplicateur de Lagrange *q* est assimilable à une pression définie positive dans le cas d'une compression du matériau.
D'où

$$\overline{\overline{S}} = 2\frac{\partial W}{\partial \overline{\overline{C}}} - pJ\overline{\overline{C}}^{-1} \qquad \text{(A15.)}$$

Une autre façon de modéliser un matériau biologique consiste à considérer un comportement quasi incompressible. Dans ce but, l'énergie de déformation est découplée en sa partie isochore (liée à un changement de forme sans variation de volume) et sa partie volumique (variation de volume sans changement de forme) [FLOR61].

$$W(I_1, I_2, I_3) = W_{iso} + W_{vol} \qquad \text{(A16.)}$$

L'énergie isochore vient du déviateur du gradient de déformation et l'énergie volumétrique de la partie sphérique du gradient de déformation. La décomposition du tenseur de Cauchy-Green droit s'écrit :

$$\overline{\overline{C}} = (J^{\frac{2}{3}} \times \overline{\overline{1}})\overline{\overline{C}}_d \qquad \text{(A17.)}$$

avec $\overline{\overline{C}}_d$ la partie déviatorique du tenseur de déformation.

Ainsi,

$$W = W_{iso}(\overline{\overline{C}}_d) + W_{vol}(J) \qquad \text{(A18.)}$$

$W_{iso}(\overline{\overline{C}}_d)$ peut s'écrire alors soit en fonction des deux premiers invariants de $\overline{\overline{C}}$ (le troisième est égale à 1 du fait de l'incompressibilité) ou des deux invariants réduits de $\overline{\overline{C}}_d$ (la trace du tenseur déviateur étant nulle).

Généralement, $W_{vol}(J)$ s'écrit sous la forme $KG(J)$ avec K une constante matérielle assimilable au module de compressibilité si $G''(J)=1$ [DOLL00]. L'avantage de cette formulation est d'éviter l'introduction d'un multiplicateur de Lagrange supplémentaire lors du

| $G(J)$ | $G'(J)$ | $G''(J)$ |
|---|---|---|
| $\frac{1}{2}(J-1)^2$ | $J-1$ | $1$ |
| $\frac{1}{4}\left((J-1)^2+(\ln J)^2\right)$ | $\frac{1}{2}(J-1+\frac{1}{J}\ln J)$ | $\frac{1}{2J^2}(1+J^2-\ln J)$ |
| $\frac{1}{2}(\ln J)^2$ | $\frac{1}{J}\ln J$ | $\frac{1}{J^2}(1-\ln J)$ |
| $\frac{1}{\beta^2}(\frac{1}{J^\beta}-1+\beta\ln J)$ | $\frac{1}{\beta}(\frac{1}{J}-\frac{1}{J^{1+\beta}})$ | $\frac{1}{\beta}\frac{1}{J^{2+\beta}}(1+\beta-J^\beta)$ |
| $\frac{1}{4}(J^2-1-2\ln J)$ | $\frac{1}{2}(J-\frac{1}{J})$ | $\frac{1}{2}(1+\frac{1}{J^2})$ |
| $J-\ln J-1$ | $1-\frac{1}{J}$ | $\frac{1}{J^2}$ |
| $J^\beta(\beta\ln J-1)+1$ | $\beta^2\frac{1}{J^{1-\beta}}\ln J$ | $\beta^2 J^{\beta-2}(1+(\beta-1)\ln J)$ |
| $J\ln J-J+1$ | $\ln J$ | $\frac{1}{J}$ |
| $\frac{1}{32}(J^2-\frac{1}{J^2})^2$ | $\frac{1}{8}(J^3-\frac{1}{J^5})$ | $\frac{1}{8}(5\frac{1}{J^6}+3J^2)$ |
| $\frac{J}{\beta}\left(1-\frac{J^{-\beta}}{1-\beta}\right)+\frac{1}{\beta-1}$ | $\frac{1}{\beta}\left(1-J^{-\beta}\right)$ | $J^{-(1+\beta)}$ |
| $\frac{1}{50}(J^5+J^{-5}-2)$ | $\frac{1}{10}(J^4-J^{-6})$ | $\frac{1}{10}(4J^3+6J^{-7})$ |
| $\frac{9}{2}(J^{1/3}-1)^2$ | $3(J^{-1/3}-J^{-2/3})$ | $2J^{-5/3}-J^{-4/3}$ |

**Tableau 26 : Différentes fonctions d'incompressibilité G utilisées [LEJE06]**

Dans le cas d'un matériau isotrope, on peut décrire **K** en fonction des paramètres de Lamé (**λ** et **G** le module de cisaillement).

$$K = \lambda + \frac{2G}{3} \qquad \text{(A19.)}$$

Dans le cadre de la modélisation des tissus biologiques, il a été montré que le module de compressibilité **K** présente un ordre de grandeur 3 fois plus élevé que celui du module de cisaillement **G** pour approximer l'incompressibilité du tissu.[GARD01].

## A.3. L'ANISOTROPIE

Si le matériau présente une anisotropie, la description de l'énergie de déformation par les trois invariants de $\overline{\overline{C}}$ suffit plus. Il est alors nécessaire d'introduire des variables supplémentaires pertinentes vis-à-vis de l'anisotropie considérée comme les invariants mixtes qui découlent du tenseur de Cauchy-Green et du tenseur d'anisotropie [HOLZ01].
Dans ce cas, on peut découpler l'énergie libre sous la forme suivante :

$$W = W_{iso} + W_{vol} + W_{aniso} \qquad \text{(A20.)}$$

La partie anisotropique représente alors les contributions selon la direction des fibres musculaires.
Pour la modélisation du comportement des tissus biologiques qui présentent une direction privilégiée de ses fibres, un « modèle composite à fibre renforcée » est utilisé dans la littérature [WEIS96; HOLZ01]. Cette modélisation implique que les fibres ne transmettent aucun effort lors d'une compression dans leur direction transverse conduisant ainsi à un comportement isotropique lorsque le matériau est soumis à une compression selon la direction transverse.
D'autres auteurs se sont focalisés sur la modélisation du muscle cardiaque. La modélisation mécanique du muscle cardiaque a abouti au modèle de « Humphrey » [HUMP90] dont l'énergie de déformation est fonction uniquement du premier invariant du tenseur de déformation et de l'état d'étirement des fibres musculaires $\boldsymbol{\lambda_f}$ et de 5 constantes $c_i$ :

$$\begin{aligned} W(I_1,\lambda_f) &= c_1\left(\lambda_f - 1\right)^2 + c_2\left(\lambda_f - 1\right)^3 + c_3\left(I_1 - 1\right) \\ &+ c_4\left(I_1 - 1\right)\left(\lambda_f - 1\right) + c_5\left(I_1 - 1\right)^5 \end{aligned} \qquad \text{(A21.)}$$

Dans ce cas, l'énergie de déformation n'est pas entièrement découplée et le caractère anisotropique du matériau est conservé même lors d'un compression selon la direction transverse [VANL05]. Une application de ce modèle au muscle squelettique est proposée par Martins *et al.* [MART98].

Mais, que ce soit le modèle de Humphray (A14.) ou de Weiss (A13.), ces lois hyperélastiques ne parviennent pas à reproduire le comportement du tissu musculaire lors d'une compression dans sa direction transverse au fibres constaté expérimentalement sur des muscles de porcs frais [VANL05].

# ANNEXE B : Déformation géométrique non-linéaire sous contrainte

L'objectif de cette transformation géométrique non-linéaire est de déformer un objet à partir d'un certain nombre de points de contrôle dont la position après transformation est connue et déterminée.
L'interpolation consiste à déterminer une fonction d'approximation u(x,y) dans le cas 2D à partir d'une série de N points $X_i$ aux positions $(x_i,y_i)$ et de valeurs $u_i$.
Le krigeage peut se définir comme une interpolation permet de définir une fonction d'interpolation qui passe exactement par les N points supports (sans biais d'estimation). Ainsi, le krigeage est une méthode qui permet de reconstruire, à partir d'une série de mesures d'une entité géométrique ou d'observations d'un phénomène, un modèle mathématique approché du phénomène ou de la forme.

## B.1. LE KRIGEAGE DUAL : FORMULATION GÉNÉRALE

Considérons N points $X_i$ de valeurs $u_i$ observés dans un repère 3D, soit :

$$u(X_i) = u_i \qquad 1 \le i \le N \tag{B1.}$$

La fonction d'interpolation $u^*(X)$ la plus simple construite à partir de ces N points est une combinaison linéaire des observations $u_i$ aux points $X_i$, ainsi :

$$u^*(X) = \sum_{i=1}^{N} \lambda_i u(X_i) \tag{B2.}$$

Les hypothèses du krigeage sont les suivantes :
La fonction d'interpolation $u(X)$, dans un problème de krigeage se décompose en deux termes :

$$u(X) = a(X) + b(X) \tag{B3.}$$

Le premier terme a(X) représente le comportement moyen de la fonction d'interpolation (approximation globale). La fonction b(X) est appelée terme de *fluctuation* ou *déviation locale* et représente la matrice de corrélation spatiale.
La corrélation est fonction de la distance entre les points.
le modèle de corrélation b(X) est choisie de manière à représenter le comportement d'une variable aléatoire de moyenne nulle, interpolant les N points de l'échantillon de données disponibles et tel que la variance soit minimale sur l'ensemble des N points.

## B.2. CONDITION DE NON-BIAIS

La condition de non-biais implique (en notant E[a], l'espérance de la variable a) :

$$E\left[u^*(X)\right] = E\left[u(X)\right] = a(X) = \sum_{i=1}^{N} \lambda_i a(X_i) \qquad \text{(B4.)}$$

Cette condition doit être vérifiée quelle que soit la fonction a(X) utilisée. De manière générale, a(X) peut s'écrire comme suit en considérant les M fonction p(X) qui constituent une base :

$$a(X) = \sum_{j=1}^{M} a_j p_j(X) \qquad 1 \le j \le M \qquad \text{(B5.)}$$

Alors, la condition de non-biais peut s'écrire sous un système de M équations :

$$\sum_{i=1}^{N} \lambda_i p_j(X_i) = p_j(X) \qquad 1 \le j \le M \qquad \text{(B6.)}$$

## B.3. MINIMISER L'ERREUR D'ESTIMATION

Le carré de la variance d'estimation s'écrit ainsi :

$$E\left[\left(\sum_{i=1}^{N} \lambda_i u\left(X_i\right) - u(X)\right)^2\right] = \sum_{i=1}^{N}\sum_{j=1}^{N} \lambda_i \lambda_j E\left[u(X_i).u(X_j)\right] - 2\sum_{i=1}^{N} \lambda_i E\left[u(X_i).u(X)\right] + E\left[u(X)^2\right] \qquad \text{(B7.)}$$

Cette expression doit être minimisée sous la contrainte des M équations (B6) de non-biais. Ainsi, M multiplicateurs de Lagrange sont introduits pour respecter ces contraintes

Ecrivons la covariance entre $u(X)$ et $u(Y)$ :

$$\operatorname{cov}\left(u(X),u(Y)\right) = E\left[u(X).u(Y)\right] + E\left[u(X)\right].E\left[u(Y)\right] \qquad \text{(B8.)}$$

ainsi, $E\left[u(X).u(Y)\right]$ quantifie la corrélation entre $u(X)$ et $u(Y)$.

En partant de l'hypothèse intrinsèque du krigeage qui stipule que plus la distance entre deux points X et Y est petite, plus u(X) et u(Y) sont corrélés, alors on pose :

$$E\left[u(X).u(Y)\right] = K\left(\left|X - Y\right|\right) \qquad \text{(B9.)}$$

K est alors appelée covariance généralisée.

Il est alors possible d'écrire le système des M+N équations (B6,B7)

$$u(X) = \sum_{i=1}^{M} a_i p_i(X) + \sum_{j=1}^{N} b_j K\left(\left|X - X_j\right|\right) \qquad \text{(B10.)}$$

Ainsi, cette expression est une formulation explicite de l'interpolation qui permet d'obtenir $u(X)$ pour tout point X.

Les inconnues $a_i$ et $b_j$ sont déterminés à partir du système comprenant N+M équations suivant :

$$\begin{bmatrix} & K\left(\left|X_i - X_j\right|\right) & & \begin{matrix} p_1(X_1)... & p_j(X_1)... & p_M(X_1) \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ p_1(X_i)... & p_j(X_i)... & p_M(X_i) \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ p_1(X_1)... & p_j(X_N)... & p_M(X_N) \end{matrix} \\ \begin{matrix} p_1(X_j) \\ \vdots \\ p_M(X_j) \end{matrix} & \cdots & \begin{matrix} p_1(X_N) \\ \vdots \\ p_M(X_N) \end{matrix} & \begin{matrix} 0 & \cdots & 0 \\ \vdots & & \vdots \\ 0 & \cdots & 0 \end{matrix} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} b_1 \\ \vdots \\ b_i \\ \vdots \\ b_N \\ a_1 \\ \vdots \\ a_M \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_1 \\ \vdots \\ u_i \\ \vdots \\ u_N \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{bmatrix} \quad \text{(B11.)}$$

## B.4. DÉFORMATION D'UN OBJET 3D

Considérons un objet tridimensionnel décrit par N points X(x,y,z). Soit Nc, le nombre de points de contrôles Xc définis parmi les N points de l'objet. Soit Nc points Xe(x,y,z) qui définissent la position des points de contrôle Xc après déformation, alors :

Ainsi, il faut résoudre trois problèmes de krigeage, chacun de ces problèmes de krigeage correspondant à l'interpolation pour chaque dimension.

Notons $h = \left|X - X_i\right|$. Classiquement, la fonction de covariance généralisée pour un problème 3D est égale à *h*. Le comportement moyen associé est alors :

$$a(X) = a_0 + a_1 x + a_2 y + a_3 z \quad \text{(B12.)}$$

Ce comportement moyen correspond à une translation sans déformation de l'objet de départ.

Dans le cas de la reconstruction du volume musculaire, les points de contrôle sont issus d'images axiales CT-scan. Ainsi, les points de contrôles sont regroupés sur des plans z=constante. En considérant une fonction de covariance généralisée *h* pour les trois problèmes de krigeage à résoudre, la forme obtenue de l'objet après déformation présente des irrégularités aux niveaux des plans dans lesquels sont contenus les points de contrôle.

Dans le but une forme final de l'objet sans ces défauts locaux, une fonction de covariance généralisée égale à $h^{2.2}$ est utilisée pour les problèmes de krigeage pour la coordonnée X et la coordonnée Y des N points constituants l'objet à déformer.

# ANNEXE C : Personnalisation du maillage du bassin

Cette annexe précise la méthodologie mis en place pour obtenir un maillage surfacique personnalisé du bassin à partir d'images axiales CT-scan.

## C.1. PRÉ-PERSONNALISATION DU MAILLAGE

A partir de la séquence CT-scan, deux images radiographiques simulées correspondant à une vue postéro antérieure et une vue latérale du bassin sont générées à partir des images CT-scan axiales. Afin d'obtenir ces pseudo-radiographies, un seuil préalable de l'os est réalisé sur chaque image (valeur seuil = 200 UH). Enfin, pour chaque radiographie simulée, les valeurs en niveau de gris des pixels sont obtenues en utilisant une loi d'absorption. Soit Nb_os, le nombre de pixel os (densité supérieure à 200 UH) dans la direction de projection et NG le niveau de gris résultant du pixel considéré, la loi suivante permet d'obtenir un contraste suffisant des images radiographiques simulées :

$$NG = \exp(-0.01 * Nb_os) \qquad (C1)$$

Les deux images ainsi obtenues présentent une résoution différente selon les deux directions du repère image. Ceci est dû au fait que les épaisseurs de coupes des images CT-scan est différentes de la resolution des pixels sur les coupes axiales

Afin d'obtenir une résolution identique dans les deux direction de l'image sur les deux radios simulées, une interpolation de type cubique des niveaux de gris, implémentée dans le logiciel Matlab® a été utilisée. Les images radiographiques simulées sont présentées sur la *Figure 57.*

a) Images CT-scan axiales et direction de projection

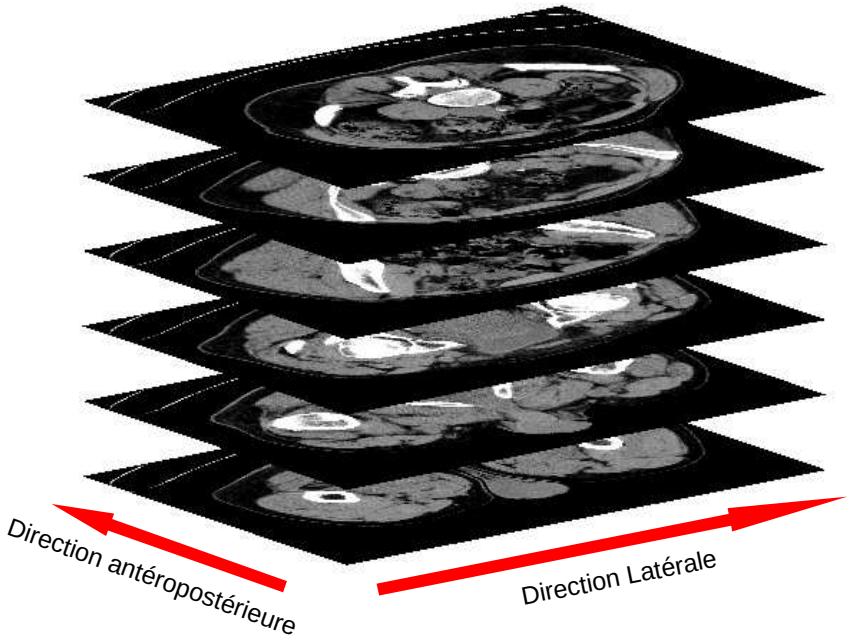


Image résultante de la projection latérale

Image résultante de la projection antéropostérieure

b) Images radiographiques simulées

**Figure 57 : Génération des radiographies simulées antéropostérieure et latérale du bassin à partir de images CT-scan axiales.**

Le bassin personnalisé peut alors être reconstruit à partir de ces deux radiographies simulées en utilisant les techniques spécifiques de stéréoradiographie, développées au LBM en collaboration avec le Laboratoire d'Imagerie Orthopédique (LIO) de montréal. L'objet générique est au péalable défini sous la forme d'un maillage surfacique en éléments coque est utilisé et une première solution de la reconstruction personnalisée du bassin est obtenue dans le repère associé à l'acquisition CT-scan [MITT06].

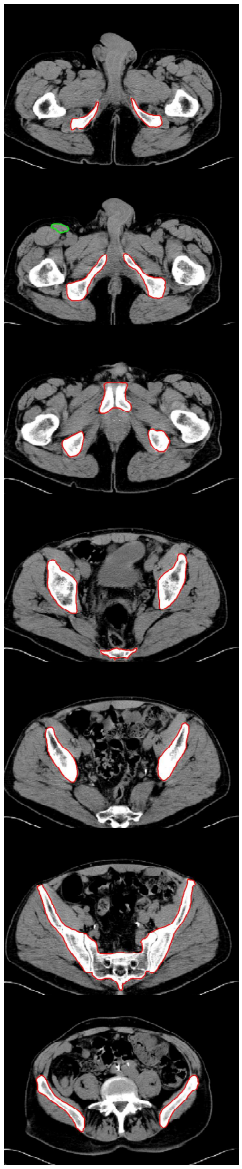
## C.2. PERSONNALISATION DU BASSIN

Cette première solution pré-personnalisée du maillage du bassin nécessite une étape de coorection. Celle-ci est réalisée par une déformation de type krigeage appliquée au maillage pré-personnalisé [LAFA01]. Cette déformation est alors définie à partir de points de contrôle qui sont définis ainsi :

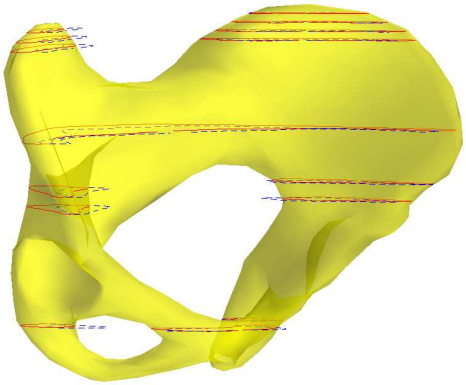
1. Les centres de cotyles (assimilés à des sphères sont mis en coincidance avec le centre des têtes fémorales (assimiliées également à des sphères) et les rayons des cotyles et des têtes fémorales sont mis en conformité. Ainsi, les nœuds définissant la région cotyle constituent un premier groupe de points de contrôle pour la déformation.
2. une série de contours du bassin sur les images scanner est définie semi automatiquement à partir d'un seuillage, au niveau de l'ischion, des branches ischio-pubiennes et des ailes iliaques (*Figure 58 a*). Ces contours sont ensuite décrits dans l'environnement 3D du CT-scan. D'autre part, les contours d'intersection entre le maillage pré-personnalisé et les plans correspondant aux images sur lesquelles des contours du bassin ont été définies, sont calculées (*Figure 58 b*). Ces deux séries de contours constituent le deuxième groupe de points de contrôle de la déformation non-linéaire du maillage.

À la suite de la transformation définie à partir des points de contrôle déterminé précedement, nous obtenons un maillage persnnalisé du bassin (*Figure 58 c*).

a) Contours du bassin sur images CT-scan



b) Contours du bassin sur images CT-scan



Contours d'intersection entre l'objet première solution et les plan correspondants aux contours du bassin sur les images

Contours du bassin issus des images CT-scan dans le repère 3D machine

c) Maillage du bassin personnalisé

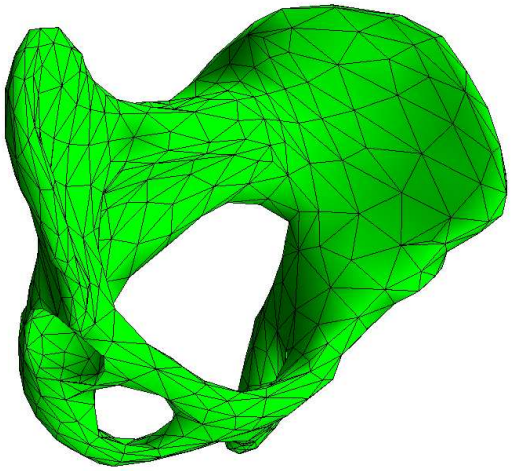


**Figure 58 : génération du maillage personnalisé du bassin**

# ANNEXE D : Résultats simulation

Pour chacun des dix sujets modélisés, une coupe coronale passant par la tête fémoral du fémur proximal à l'état initial et après avoir été soumis à un chargement de 25 N réparti sur la plaque rigide sont présentées dans les figures qui suivent.

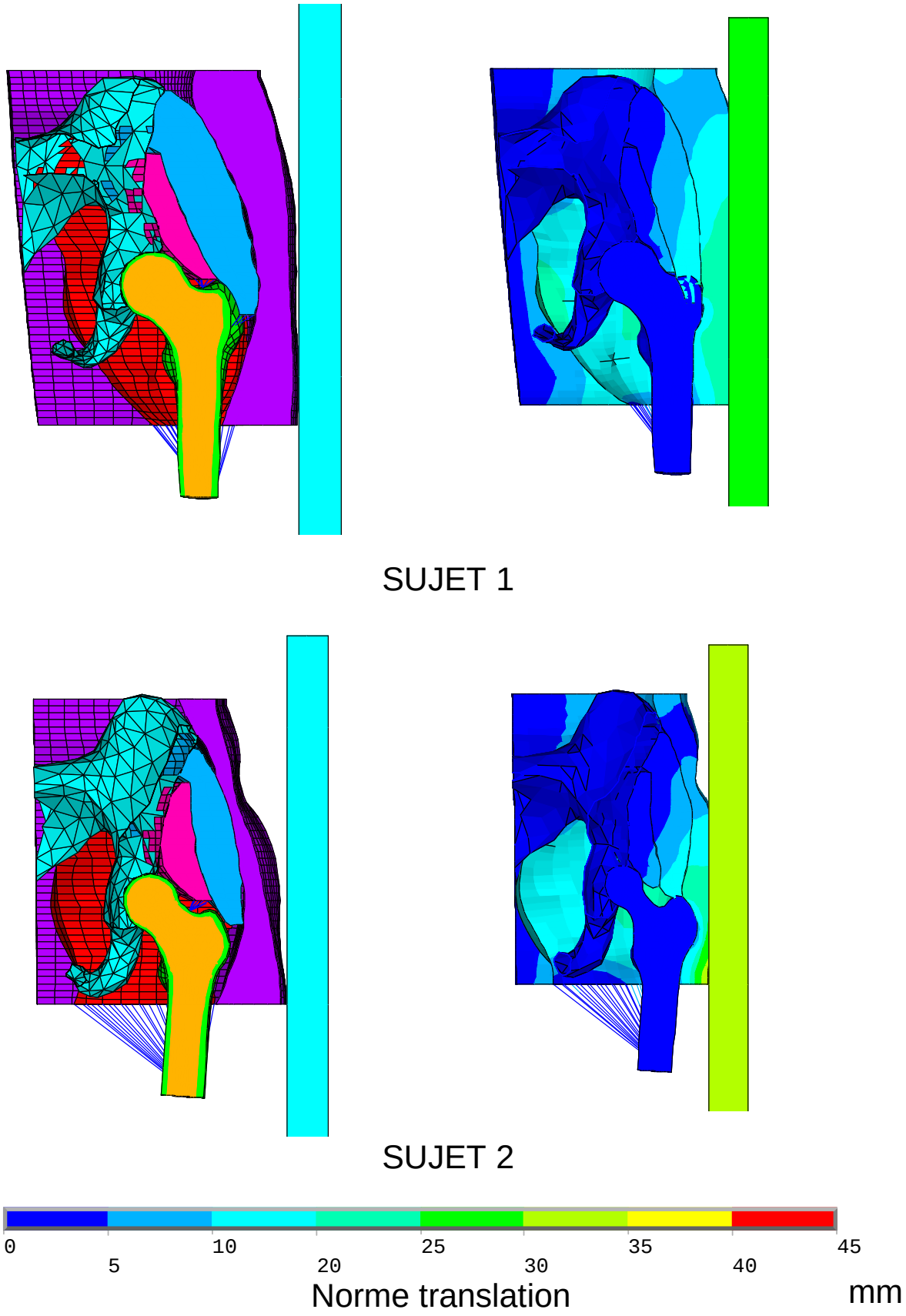



**Figure 59 : Vue en coupe sagitalle à l'état initaile et déformée pour une force répartie de 25 N sur la plaque rigide pour les sujets 1 et 2**

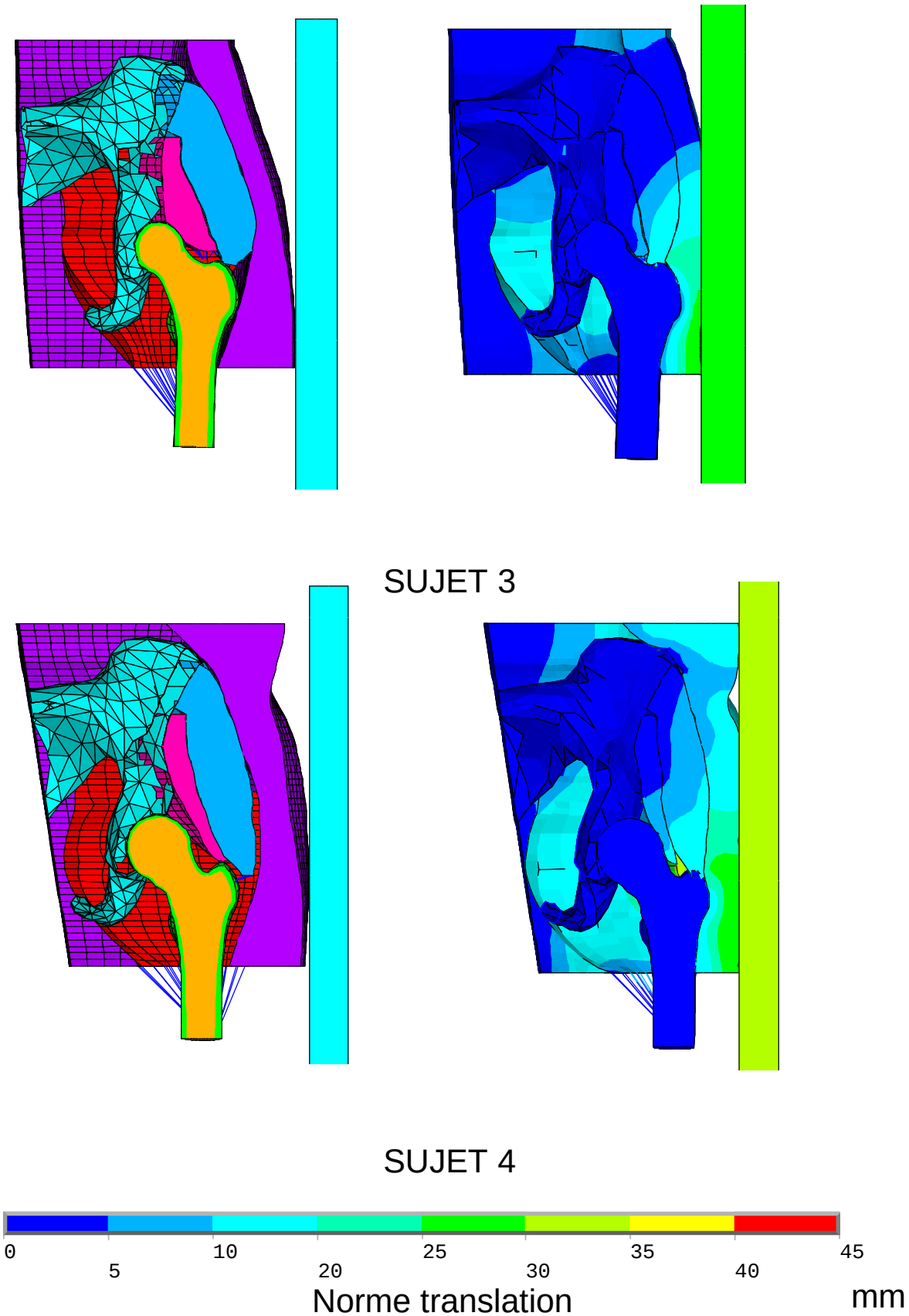



**Figure 60 : Vue en coupe sagitalle à l'état initaile et déformée pour une force répartie de 25 N sur la plaque rigide pour les sujets 3 et 4**

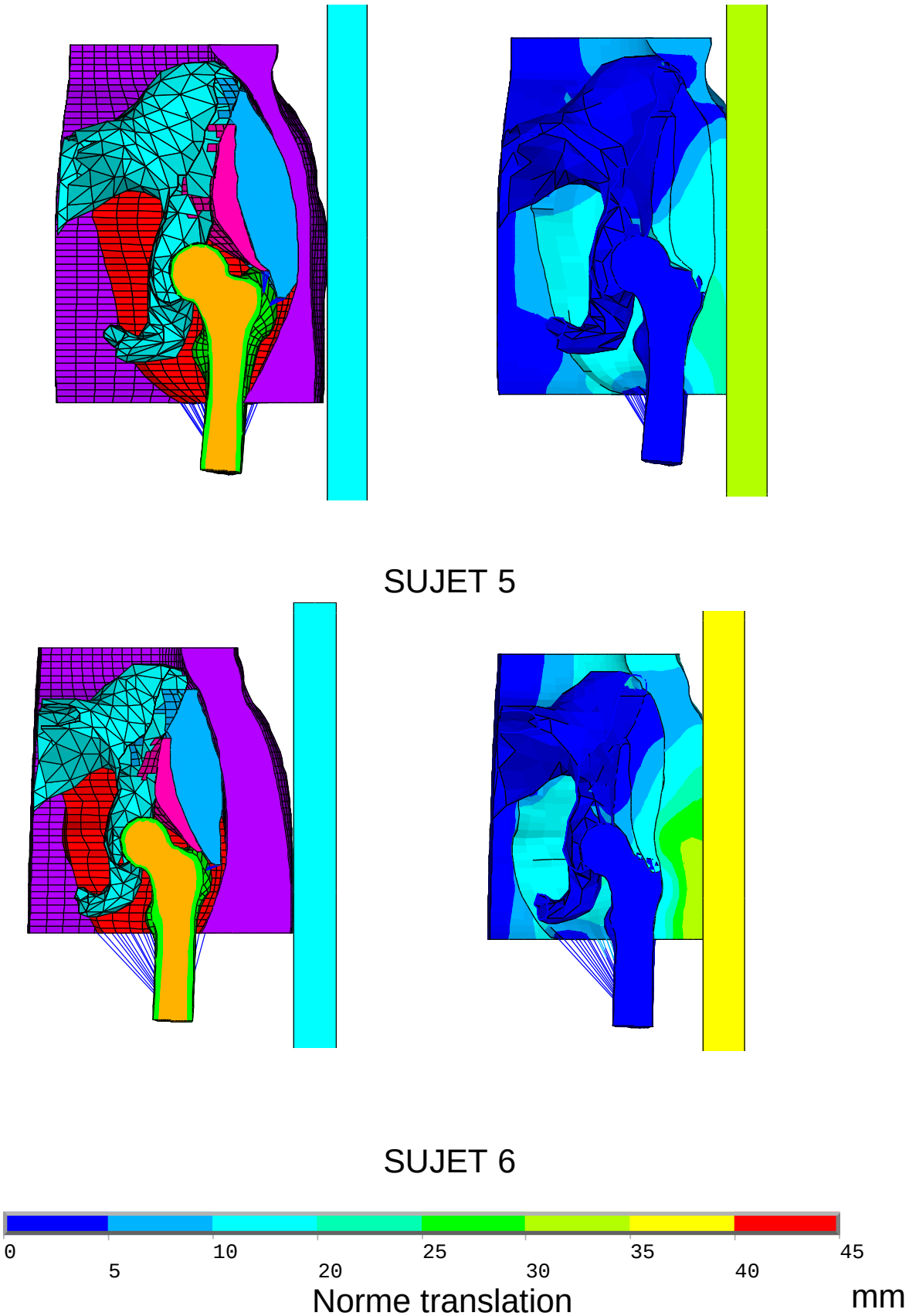
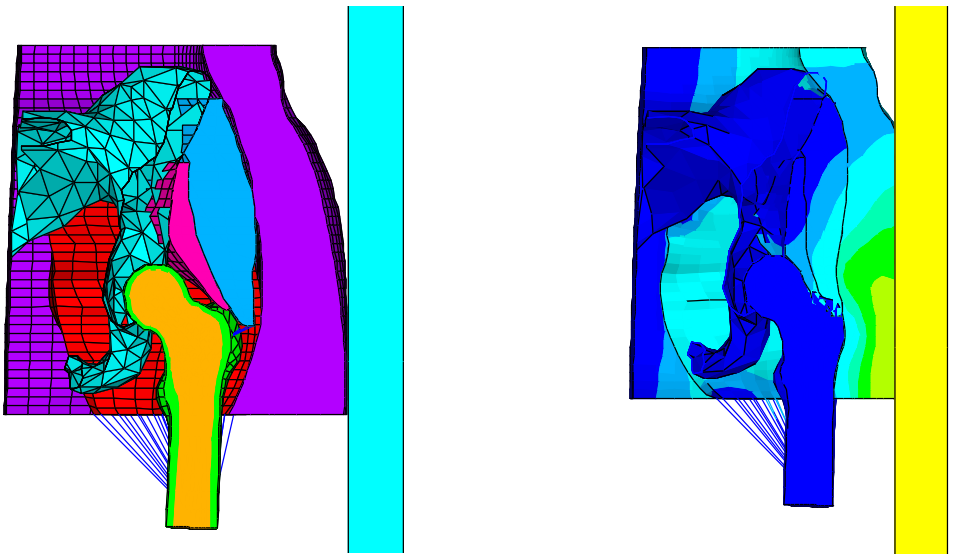
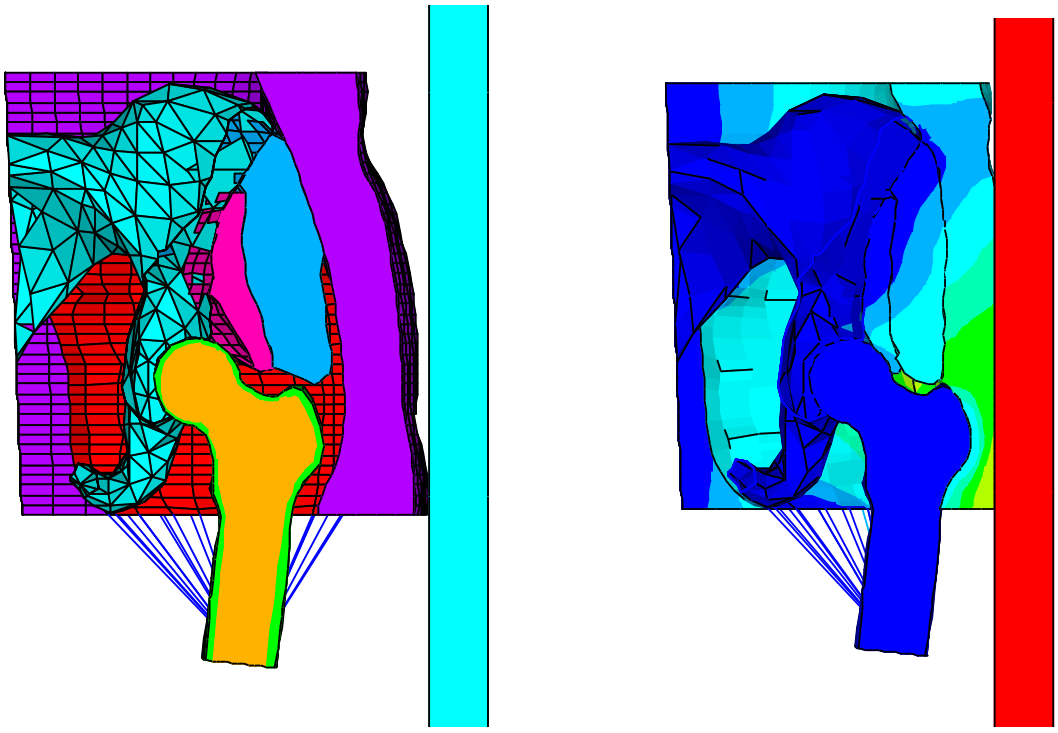



**Figure 61 : Vue en coupe sagitalle à l'état initaile et déformée pour une force répartie de 25 N sur la plaque rigide pour les sujets 5 et 6**



SUJET 7



SUJET 8

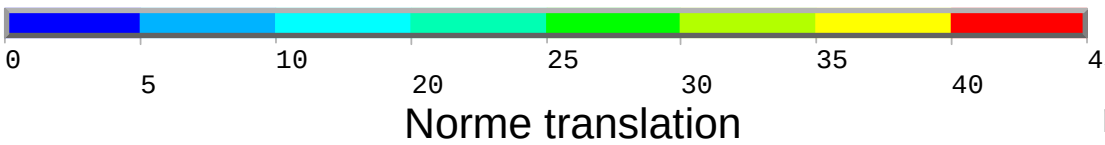



**Figure 62 : Vue en coupe sagitalle à l'état initaile et déformée pour une force répartie de 25 N sur la plaque rigide pour les sujets 7 et 8**

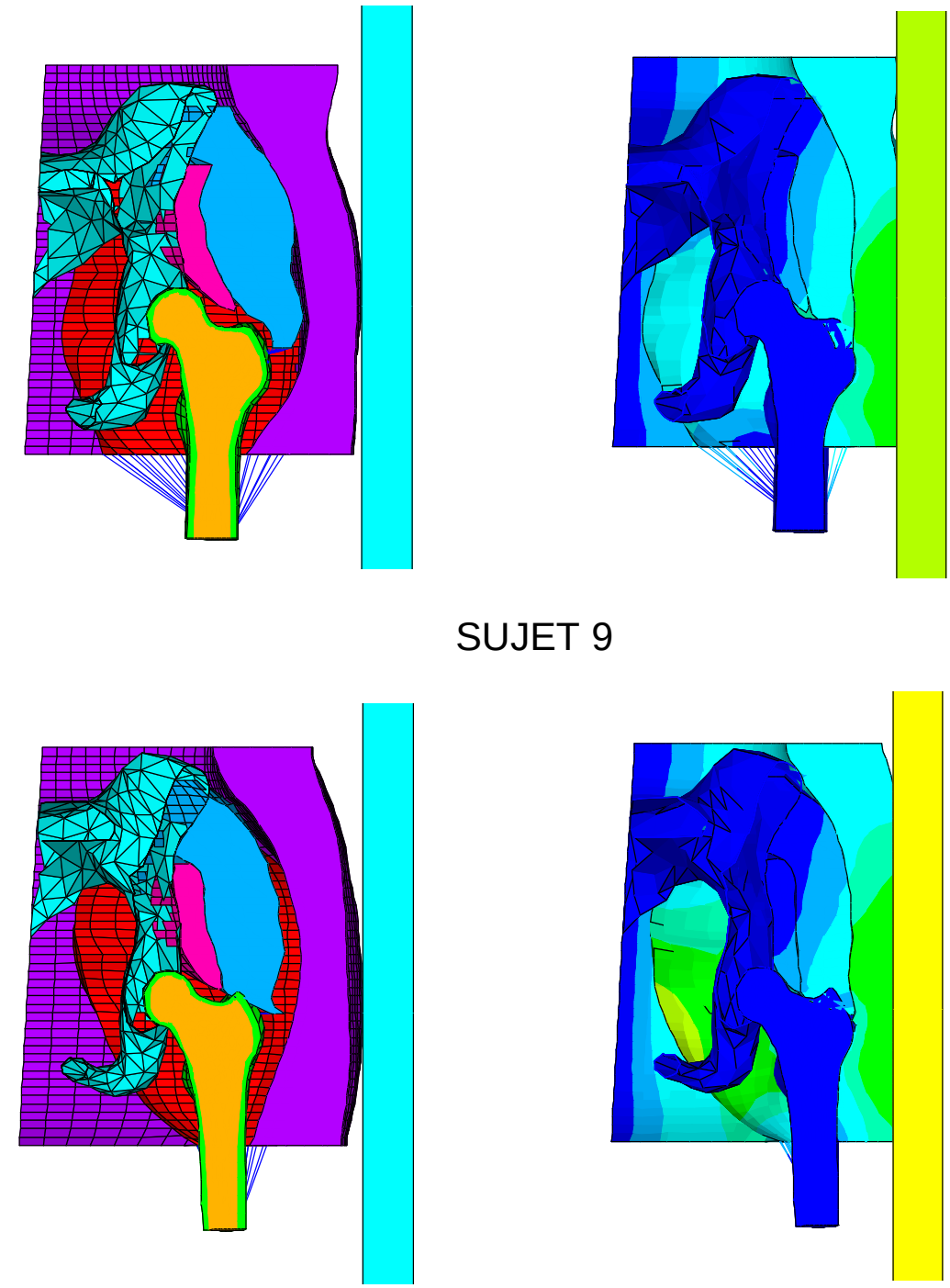



**Figure 63 : Vue en coupe sagitalle à l'état initaile et déformée pour une force répartie de 25 N sur la plaque rigide pour les sujets 9 et 10**

## BIBLIOGRAPHIE


[DOLL00] Doll S, Schweizerhof K. (2000). **On the development of volumetric strain energy functions.** Journal of Applied Mechanics 67(1): 17-21.

[FLOR61] Flory PJ. (1961). **Thermodynamic relations for high elastic materials.** Trans. Faraday. Soc 57(829-838.

[GARD01] Gardiner JC, Weiss JA. (2001). **Simple shear testing of parallel-fibered planar soft tissues.** J Biomech Eng 123(2): 170-175.

[HOLZ01] Holzapfel GA (2001). **Biomechanics of soft tissue**. *in* The handbook of material behavior models. J. Lemaitre**:** 1049-1063.

[HUMP90] Humphrey JD, Strumpf RK, Yin FC. (1990). **Determination of a constitutive relation for passive myocardium: I. A new functional form.** J Biomech Eng 112(3): 333-339.

[LAFA01] Lafage V, Laporte S, Dubousset J, Lavaste F, Skalli W (2001). **Personalized Finite Element Mesh of Human Body Stucture Using 3D Reconstruction and Kriging Technique.** In Proceedings of the XVIIIth Congress of the International Society of Biomechanics, Zurich, Suisse, 8 -13 July, I.S.B.

[LEJE06] Lejeunes S (2006) **Modélisation des structures lamifiées élastomères-métal à l'aide d'une méthode de réduction de modèles**. University de la méditérranée (Ains-Marseille II)(

[LI01] Li J, Luo XY, Kuang ZB. (2001). **A nonlinear anisotropic model for porcine aortic heart valves.** J Biomech 34(10): 1279-1289.

[MART98] Martins JAC, Pires EB, Salvado R, Dinis PB. (1998). **A numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles.** Comput. Methods. Appl. Mech. Engrg 151(419-433.

[MITT06] Mitton D, Deschenes S, Laporte S, Godbout B, Bertrand S, de Guise JA, Skalli W. (2006). **3D reconstruction of the pelvis from bi-planar radiography.** Comput Methods Biomech Biomed Engin 9(1): 1-5.

[VANL05] Van Loocke M, Lyons CG, Simms CK. (2005). **A validated model of passive muscle in compression.** J Biomech.

[WEIS96] Weiss JA, Maker BN, Govindjee S. (1996). **Finite element implentation of incompressible, transversaly isotropic hyperelasticity.** Comput. Methods. Appl. Mech. Engrg 135(107-128.

# MODÉLISATION BIOMÉCANIQUE DE LA HANCHE ET DE SES TISSUS MOUS DANS LE RISQUE DE FRACTURE DU FÉMUR PROXIMAL

**RESUME**: Les fractures de l'extrémité supérieure du fémur représentent un problème de santé publique. 90% des fractures du col fémoral résultent d'une chute du sujet sur la hanche. Pour étudier le rôle des muscles, une modélisation préliminaire en éléments finis de la hanche incluant ses tissus mous est proposée dans cette thèse. Cette modélisation a nécessité la mise au point d'une méthode originale de reconstruction des volumes musculaires et de quantification du tissu musculaire à partir d'un nombre réduit de coupes CT-scan. La méthode s'appuie sur une déformation sous contrainte d'un modèle paramétré pré-personnalisé de chaque muscle. Avec seulement quatre coupes par muscle, l'erreur d'estimation du volume est alors inférieure à 6% en comparant avec le volume reconstruit entièrement manuellement. L'étude de 98 sujets a alors permis d'établir les valeurs de références et la variabilité inter-individuelle pour ces données quantitatives et a également mis en évidence des invariants.
La modélisation en éléments finis intègre les structures osseuses et les tissus mous, avec une gestion des contacts de surface entre les composants. Les lois matériaux utilisées pour les tissus mous sont de type hyperélastique incompressible isotrope. Les premières évaluations de ce modèle, soumis à une compression latérale en quasi-statique, ont permis de vérifier la cohérence du comportement du modèle pour dix sujets et de mettre en relief l'importance d'une modélisation personnalisée.

**Mots-clés**: Biomécanique, Élément Finis, Muscles, Reconstruction 3D, Tomodensitometrie, Sarcopénie, Qualité Musculaire, Fracture de hanche.

# BIOMECHANICAL MODELISATION OF HIP AND ITS SOFT TISSUE FOR HIP FRACTURE RISK

**ABSTRACT**: hip fractures are largely considered as a major health-care problem. 90% of hip fracture result of a fall of the subject on the hip. To analyse the implication of muscles, a biomechanical hip model including soft tissue is proposed in this study. An original method for muscular volume reconstruction from a reduced number of CT-scan slices and a quantification of muscular tissue quality was developed. Method was based on deformation of a parameterized patient specific object of each muscle. Using only 4 slices for each muscle, error of volume measurement is lower than 6% comparing to volume obtained manually. Analysis of 98 subjects allowed to assess reference values and to bring to the light invariants.
Finite element model includes bones structures and soft tissue, with surface contact elements between components. Hyperelastic constitutive equations, with hypothesis of incompressibility and isotropy were used to model soft tissue mechanical behaviour. Preliminary simulations with quasi-static lateral compression were performed to verify the coherence of the model's response for ten subjects and to bring out the importance of a patient specific modelling approach.

**Keywords :** Biomechanic, Finite element, Muscles, 3D Reconstruction, Tomodensitometry, Sarcopenia, Muscular Quality, Hip fracture.

ENSAM
Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers